

Evaluación histológica de los márgenes quirúrgicos en cirugía con láser de tejidos blandos de la cavidad oral

Ana Manuela Salvaterra Azevedo

Departamento de Ciencias Morfológicas
Faculdade de Medicina e Odontoloxía

Santiago de Compostela, Noviembre de 2015



À minha filha, Maria Miguel, fonte inesgotável de alegrias e força para que eu pudesse seguir adiante, em mais uma fase de superação académica.

A ela que, apesar da sua tenra idade, soube entender, à sua maneira, a minha ausência, nos muitos momentos presentes.

Obrigada, Maria Miguel, pelo teu silêncio, quando sei que a tua vontade era falar, rir, brincar, ter tempo... tempo para ti!

Desculpa...





Agradecimentos

O caminho faz-se caminhando...

e foi caminhando que consegui chegar ao fim desta viagem.

Ao longo do percurso, foi indispensável o apoio de muitas pessoas que me envolvem e me circundam, sem o qual, não teria sido possível chegar ao termo desta jornada e conseguir manter o equilíbrio emocional, fundamental para poder dedicar-me a este árduo trabalho.

São, assim, muitos aqueles por quem, neste momento, sinto uma profunda dívida de gratidão que só o tempo concederá poder subtrair, quer através da partilha da minha realização profissional, quer através da disponibilidade que, a partir de agora, terei para com todos.

Este espaço é dedicado a essas mesmas pessoas que, de alguma forma, contribuíram para que esta viagem chegasse ao fim.

Não sendo viável nomeá-las a todas, há, no entanto, algumas a quem não posso deixar de manifestar o meu apreço e profundo agradecimento.

Em primeiro lugar, aos meus orientadores:

Ao Professor Doutor Juan Suarez Quintanilla que acreditou em mim, aceitando-me como sua orientanda e que me transmitiu a confiança, motor fundamental para seguir em frente e nunca desistir.

Ao Professor Doutor Luís Monteiro, pela sua disponibilidade e incentivo, desde o primeiro momento. A sua experiência, considerações, partilha e ensinamentos foram indispensáveis para me conduzirem, pedras fundamentais para me assinalarem o caminho.

Ao Professor Doutor Fernando Ferreira, pelo apoio manifestado e pela confiança em mim depositada que contribuíram para que esta dissertação tenha chegado a bom termo. Agradeço, ainda, os incentivos constantes, a sua compreensão e disponibilidade sempre presentes, nos momentos cruciais.

Ao Departamento de Ciências Morfológicas da Faculdade de Medicina e Odontologia da Universidade de Santiago de Compostela que me admitiram no seu Programa de Doutoramento e pela forma atenciosa como sempre me receberam e me acarinharam.

À CESPu, Cooperativa de Ensino Superior Politécnico e Universitário, pelo apoio institucional e administrativo que sempre me facultou e pela franca disponibilidade dispensada das suas instalações, pela partilha de experiências, materiais e informações, tão importantes para uma investigação criteriosa, como um trabalho como este exige.

Ao Departamento de Medicina Oral e Cirurgia Oral do Instituto Universitário de Ciências da Saúde do Norte (IUCS-N), pela disponibilidade sempre patente e o apoio constante, nas diferentes solicitações e foram mesmo, muitas.

Ao Laboratório da Anatomia Patológica da CESPu, em particular à Mestre Fernanda Garcês, por toda a dedicação, empenho e uma vontade enorme em ajudar, para que o destino desta viagem fosse uma realidade e pela cedência do espaço, sem o qual não seria possível testar conceitos e dar corpo e sentido a este trabalho.

A todos os meus Colegas de trabalho do Serviço de Estomatologia e Medicina Dentária do Hospital de São João- Pólo de Valongo e do Centro Hospitalar do Alto Ave de Guimarães, por todo o apoio e incentivo, demonstrando sempre disponibilidade e prontidão.

À Sofia Carreira e ao Pedro Carreira, pela cumplicidade, dedicação, afeto e compreensão, com que me acompanharam neste percurso, dando-me sempre a mão, quando surgiam alguns ventos desfavoráveis e pela revisão exaustiva e minuciosa do texto, sem a qual a tese não seria a mesma. Obrigada por serem meus amigos!

Pedro Ribeiro, incansável e sempre recetivo às minhas solicitações que, por vezes não eram fáceis, um agradecimento enorme. Os seus conhecimentos foram uma mais valia e foi quem, com a sua amizade, me ofereceu o seu tempo para que este trabalho tivesse apresentação, forma e organização. Eternamente grata.

À Gina, pelo afeto, alento, apoio e compreensão com que sempre me abraçou, em todas as circunstâncias, pelo carinho e disponibilidade com que sempre me presenteou, com um sorriso e pela partilha de conhecimentos e revisão literária e linguística da Tese.

Ao meu Pai, o meu porto seguro, por sempre me incentivar, perante os desafios, a fazer mais e melhor, por estar sempre presente quando mais preciso. Uma palavra de reconhecimento muito especial, pelo amor incondicional e pela forma como ao longo destes anos, tão bem, soube ajudar-me. Obrigada por tudo!

À minha Mãe, pela aposta contínua e difícil a que se dedicou desde há 36 anos e que com este trabalho vê realizar um dos seus sonhos. Obrigada minha Mãe!

A todas as pessoas especiais que acompanharam o meu percurso de vida pessoal e profissional e me ajudaram no meu crescimento e, nos momentos de maior fragilidade estiveram comigo e me motivaram a continuar a seguir o Caminho.

A todos, o meu profundo agradecimento.







D. Juan Antonio Suárez Quintanilla, Doctor en Medicina y Cirugía, Profesor Titular del del Departamento de Ciencias Morfológicas de la Universidad de Santiago de Compostela,

D. Luís Miguel Monteiro, Doctor en Patología, Profesor Titular del Departamento de Medicina Oral e Cirugía oral del Instituto Universitário de Ciências da Saúde do Norte, y

D. Fernando Jorge Neves Ferreira, Doctor en Odontología, Profesor Titular del Departamento de Anatomía Patológica, Citológica e Tanatológica da Cooperativa de Ensino Superior Politécnico e Universitário.

CERTIFICAN:

Que el trabajo titulado “**Evaluación histológica de los márgenes quirúrgicos en cirugía con láser de tejidos blandos de la cavidad oral.**”, presentado por D. Ana Manuela Salvaterra Azevedo para optar al grado de Doctor, ha sido realizado bajo nuestra dirección.

Revisado el mismo, quedamos conformes con su presentación para ser juzgado como Tesis Doctoral por el correspondiente tribunal.

Para que conste a los efectos oportunos, firmamos el presente certificado en Santiago de Compostela, a 12 de Noviembre de 2015.

Fdo. Juan Suárez
Quintanilla

Fdo. Luís Monteiro

Fdo. Fernando Ferreira

Fdo. Ana Manuela Salvaterra Azevedo



Resumen	17
<i>Antecedentes</i>	17
<i>Objetivo</i>	17
<i>Resultados</i>	18
<i>Discussão e Conclusión</i>	19
Summary	21
<i>Background</i>	21
<i>Objective</i>	21
<i>Materials and Methods</i>	22
<i>Results</i>	22
<i>Discussion and Conclusion</i>	23
1 Marco teórico	27
1.1 Introducción	27
1.2 Conceptos fundamentales del láser	28
1.3 Clasificación de los láseres	29
1.3.1 <i>Láseres de baja potencia</i>	31
1.3.2 <i>Láseres de alta potencia</i>	32
1.4 Precauciones y medidas de seguridad	34
1.5 Ventajas de la cirugía láser	34
1.5.1 <i>Láser versus bisturí</i>	35
1.5.2 <i>Láser versus electrobisturí</i>	37

1.6 Desventajas de la cirugía láser	38
1.7 Láser CO2	39
1.8 Láser Nd:YAG	45
1.9 Láser Er:YAG	49
1.10 Láser Er, Cr:YSGG	52
1.11 Láser Diodo	53
1.12 Láser KTP	55
1.13 Aplicaciones de los láseres en la cirugía oral de tejidos blandos	56
<i>1.13.1 Lesiones hiperplásicas fibroepiteliales</i>	56
<i>1.13.2 Mucocelo</i>	57
<i>1.13.3 Granuloma piogénico</i>	58
<i>1.13.4 Fibroma osificante periférico</i>	59
<i>1.13.5 Frenectomía</i>	59
<i>1.13.6 Gingivectomía</i>	60
<i>1.13.7 Pigmentaciones</i>	61
<i>1.13.8 Lesiones vasculares orales benignas</i>	62
<i>1.13.9 Liquen plano oral</i>	63
<i>1.13.10 Lesiones potencialmente malignas</i>	63
Leucoplasia oral	64
<i>1.13.11 Lesiones Neoplásicas</i>	66
<i>1.13.12 Biopsias</i>	68
1.14 Interacción tejido/láser	70
1.15 Artefactos térmicos citológicos	73

2 Objetivo	79
3 Materiales y Métodos	83
3.1 Estudio – especímenes ex vivo	83
3.1.1 <i>Muestra</i>	83
3.1.2 <i>Instrumentos de evaluación</i>	84
3.1.3 <i>Procedimientos de recogida de datos</i>	85
Procedimiento Quirúrgico	85
Evaluación Macroscópica	85
Evaluación Histológica	85
3.1.4 <i>Procedimientos de análisis de datos</i>	87
3.2 Estudio – in vivo especímenes	88
3.2.1 <i>Muestra</i>	88
3.2.2 <i>Instrumentos de Evaluación</i>	88
3.2.3 <i>Procedimiento de recogida de datos</i>	88
4 Resultados	93
4.1 Estudio ex vivo	93
4.1.1 <i>Evaluación Macroscópica</i>	93
4.1.2 <i>Evaluación Histológica</i>	100
4.2 Estudio in vivo	126

5	Discusión	133
5.1	Estudio Ex Vivo	134
	<i>Evaluación Macroscópica</i>	134
	<i>Evaluación Histológica</i>	135
	<i>Láser Er:YAG</i>	138
	<i>Láser Nd:YAG</i>	139
	<i>Láser CO2</i>	140
	<i>Láser Diodo</i>	141
	<i>Electrobisturí</i>	142
	<i>Bisturí</i>	144
5.2	Estudio In vivo	145
6	Conclusión	153
7	Anexo	155
8	Bibliografía	161
9	Publicaciones derivada de la Tesis Doctoral	177

Resumen





Antecedentes

Los láseres hoy en día forman parte de los instrumentos más utilizados para el tratamiento quirúrgico de lesiones orales.

El uso de la tecnología láser en el tratamiento quirúrgico de lesiones orales visa proveer beneficios tanto para el médico como para los pacientes.

Varios tipos de láseres han demostrado ser útiles y eficientes en Medicina Dental, cada uno con sus características y eficiencia propias, entre los que se encuentran el de CO₂, Er:YAG, Diodo, o Nd:YAG.

La experiencia clínica adquirida durante las últimas décadas registra una serie de ventajas derivadas del uso del láser en cirugía de tejidos blandos, en comparación con el bisturí, incluyendo el alto grado de descontaminación del campo quirúrgico, mínimo sangrado postoperatorio y una disminución significativa del dolor e inflamación postoperatorios. También es cierto que el láser puede causar cambios en la estructura celular del tejido, dando lugar a daños térmicos periféricos, los cuales a su vez pueden interferir con el diagnóstico histológico, produciendo así problemas en la evaluación de las lesiones orales. Existen pocos estudios que analicen sistemáticamente atipias citológicas o cambios estructurales en el epitelio oral o la asociación de estos con los diferentes láseres y potencias.

Objetivo

Este trabajo tiene como objetivo determinar los márgenes quirúrgicos a través de la evaluación histológica *ex vivo* de los efectos térmicos tisulares inducidos por diferentes tipos de Instrumentos Quirúrgicos (incluyendo láseres), determinando la extensión exacta de las señales

térmicas periféricas. Tenía también por objetivo determinar la viabilidad de los especímenes sometidos a tratamiento con láser en mucosa oral humana para diagnóstico anatomopatológico

Materiales y Métodos

Se realizaron cortes en mucosa de lenguas de cerco *ex vivo* con diferentes láseres (Er:YAG a 2W con y sin spray aire/agua y 4W con y sin spray aire/agua; CO₂, 3,5W y 7W en modo pulsado y a 7W en modo continuo; Diodo a 3,5W y 3,5W boost en modo pulsado; Nd:YAG a 6W, 40Hz) y con electrobisturí (5W) y bisturí convencional como control. Se evaluaron las alteraciones morfológicas macroscópicamente y microscópicamente de un total de 240 preparaciones histológicas teñidas con Hematoxilina-Eosina y coloración Tricrómica de Masson. Se analizaron variables histológicas, como las Alteraciones Tisulares Arterfactuales en el tejido epitelial (núcleos, citoplasma y pérdida de adherencia), en el tejido Conjuntivo (carbonización y disecación) y en el tejido Vascular, la Regularidad de las incisiones y la Extensión del Daño Térmico Tisular. Se obtuvo el análisis de los datos a través de estadística descriptiva e inferencial, con el software SPSS-22.0. Se han utilizado pruebas no paramétricas: el Coeficiente de Correlación de Spearman, la Prueba de Mann-Whithney, la Prueba de Kruskall-Wallis y la Prueba de Chi-Cuadrado.

Teniendo por base los resultados del estudio *ex vivo*, se procedió a la escisión quirúrgica de lesiones de mucosa oral humana con el láser de CO₂ a 3,5W en modo de emisión pulsado para realizar un estudio, ahora *in vivo*, de la viabilidad de los respectivos márgenes quirúrgicos para posterior análisis tnatomopatológico correcto.

Resultados

Los resultados de este estudio revelaron que los Instrumentos Quirúrgicos que provocaron mayor Extensión de Daño Tisular fueron los láseres Nd:YAG (670,68 μ m), seguido del Diodo a 3,5W boost PW (626,82 μ m), el CO₂ a 7W CW (571,18 μ m) y a 7W PW (485,45 μ m), el Diodo a 3,5W PW (456,15 μ m), el electrobisturí (409,57 μ m) y, por último, los láseres de CO₂ a 3,5W PW (306,19 μ m) y el Er:YAG (74,66 μ m), independientemente de la potencia, modo o spray aire/agua usados.

Se encontró una asociación entre la Extensión del Daño Tisular y el Grado de Carbonización ($r = 0,789$; $p = 0,01$) y una asociación entre la Extensión del Daño Tisular y la Regularidad de la incisión ($r = -,299$; $p = 0,01$). Los Instrumentos con mayor número de Alteraciones Tisulares fueron el electrobisturí y el láser Nd:YAG, y con menores el láser Er:YAG independientemente de la potencia, modo o espray usados. Con excepción del láser Er:YAG, todos los demás Instrumentos Quirúrgicos presentaron un valor medio de carbonización relevante, de modo que los láseres Nd:YAG y CO₂ a 7W CW causaron la mayor carbonización del tejido. La incisión más regular se obtuvo con el láser de CO₂ a 3,5W en modo pulsado y la menos regular con el láser Nd:YAG.

De los treinta pacientes con lesiones benignas orales se realizó biopsia por láser de CO₂ a un mucocelo, seis hemangiomas, tres epulis “fissurata”, doce hiperplasias fibroepiteliales, tres papilomas, tres granulomas piogénicos y dos granulomas de células gigantes. El tamaño de las lesiones extirpadas se encontraba entre 0,2 y 4,7 centímetros de diámetro. El diagnóstico histológico siempre fue posible en todas las muestras de mucosa oral humana extirpadas con este láser.

Discussão e Conclusión

Hemos comprobado en este trabajo que los artefactos provocados por diferentes tipos de láser se limitan a una pequeña área del tejido, sin afectar la totalidad del fragmento, demostrando así que, los láseres, pueden usarse en cirugía de tejidos blandos de la cavidad oral y que permiten un análisis anatomopatológico correcto, siempre que se tengan presentes los efectos biológicos derivados de cada tipo de láser.

El láser Er:YAG reveló ser el tipo de láser, y que poseía la longitud de onda, que mejor preservaba el margen quirúrgico, siendo el láser que arrojó menos artefactos en este trabajo. Esto sugiere que es el láser más recomendado para realizar biopsias de la cavidad oral. Cuando, sin embargo, existe la necesidad de tener una buena capacidad hemostática, el láser de CO₂ puede tener un tipo de longitud de onda a utilizar más adecuada, debido a su capacidad hemostática superior y a sus características, además de tener capacidad para realizar incisiones regulares y preservar las muestras sujetas a análisis anatomopatológico.



Summary

Background

Lasers have become standard tools for the surgical treatment of oral lesions, and it is intended to provide benefits to both the physician and the patient.

Various types of laser have shown their utility and efficiency in dentistry, depending on the different characteristics and affinities of each, including CO₂, Er:YAG, Diode or Nd:YAG.

The clinical experience acquired over the past decades discloses a number of advantages in the use of laser versus scalpel during soft tissue surgery, including a high degree of decontamination of the surgical field, minimal postoperative bleeding and a significant decrease in pain and post-operative inflammation; however, it can cause changes in the structure of cellular tissue, raising peripheral thermal damage, which, on the other hand, can interfere with the histological diagnosis, producing problems in oral injury assessment. There are few studies that systematically analyze cytological atypia or structural changes in the oral epithelium, or its association with different lasers and powers.

Objective

The purpose of this study is to determine the surgical margins through *ex vivo* histological evaluation of tissue heating effects, induced by different types of surgical instruments (including lasers), determining the exact extent of the peripheral thermal signals. It also aimed at determining the feasibility of the specimens subjected to laser treatment in human oral mucosa for histopathologic diagnosis.

Materials and Methods

Cuts in the mucosa of swine tongues were made *ex vivo* with different lasers (Er:YAG at 2W with and without air/water spray, and at 4W with and without air/water spray, CO₂ at 3,5W and at 7W in pulsed mode and at 7W in continuous mode, the Diode at 3,5W and at 3,5W boost in pulsed mode; Nd:YAG at 6W, 40Hz) and electroscalpel (at 5W) and conventional scalpel as control. Morphological changes of a total of 240 histological preparations stained with hematoxylin-eosin and Masson Tricrome were evaluated macroscopically and microscopically. Histological variables were analyzed, like the Tissue Changes Artifacts within the epithelial tissue (nucleus, cytoplasm and loss of adherence), connective tissue (charring and desiccation) and vascular tissue, the Regularity of the incisions and the Extension of the Thermal Tissue Damage. Data analysis was obtained by descriptive and inferential statistics, using the SPSS-22.0 software. Non parametric tests were performed: the Spearman Correlation Coefficient, the Mann-Whitney Test, the Kruskal-Wallis Test and the Chi-Square Test.

Based on the results of the *ex vivo* study, we proceeded to a *in vivo* study. We intended to test the viability of the surgical margins for correct histopathological analysis, through surgical excision of human oral mucosal lesions, with the CO₂ laser at 3,5W in pulsed mode emission.

Results

The results of this study revealed that the Surgical Instruments that caused greater Extension of Tissue Damage were: the Nd:YAG laser (670,68 μm), the Diode laser at 3,5W boost in PW (626,82 μm), the CO₂ laser at 7W in CW (571,18 μm), the CO₂ laser at 7W in PW (485,45 μm), the Diode laser at 3,5W in PW (456,15 μm), the Electroscalpel (409,57 μm) and finally the CO₂ laser at 3,5W in PW (306,19 μm) and Er:YAG laser (74,66 μm) regardless of power, mode or air/water spray used. Associations between the Extension of the Tissue Damage and the Degree of Carbonization ($r=0.789$; $p=0.01$) and between the Extension of the Tissue Damage and Regularity of incision, were found ($r=-.299$; $p=0.01$).

The Surgical Instruments that caused higher tissue changes were the electroscalpel and the Nd:YAG laser, and the ones that produced

lower tissue changes were the Er:YAG laser, independently of the power or spray used.

With the exception of the Er:YAG laser, all the other Surgical Instruments used presented relevant carbonization; the Nd:YAG laser and the CO₂ laser at 7W in CW caused the highest tissue carbonization.

The most regular incision was obtained with the CO₂ laser at 3,5W in pulsed mode, and the less regular was obtained with the Nd:YAG laser.

Of the group of thirty patients with oral benign lesions, six hemangiomas, one mucocelo, three epulides “fissurata”, twelve fibroepithelial hyperplasias, three papilloma’s, three pyogenic granulomas and two giant cell granulomas were biopsied with the CO₂ laser. The size of the excised lesions was between 0.2 and 4.7 cm in diameter. A histological diagnosis was made for each sample of the human oral mucosa excised with this laser.

Discussion and Conclusion

We have demonstrated in this paper that the artifacts caused by different types of lasers are limited to a small area of the tissue and do not affect the entire fragment. It was demonstrated that lasers may be used in soft tissue surgery of the oral cavity, enabling a correct histopathological analysis, but that it is crucial to always take into account the biological effects of each laser type.

The Er:YAG laser proved to be the laser with the type of wavelength that best preserved the surgical margins, creating a minimum amount of artifacts, which suggests that the Er:YAG can be the laser of choice for biopsies of the oral cavity.

When, however, there is the need for good hemostatic capacity, the CO₂ laser may be the laser with the type of wavelength to use to obtain higher hemostatic capacity, because of its characteristics, which enable regular incisions and the preservation of the samples subjected to histopathological analysis.



1 Marco teórico





1.1 Introducción

Además de la especulación que existe dentro de los círculos profesionales sobre la contribución de los láseres a la odontología, los odontólogos deben responder a las preguntas de los pacientes sobre la tecnología láser y su utilidad. Para algunos dentistas, tal percepción pública y el potencial de negocio que esta herramienta puede proporcionar en la práctica clínica pueden crear cierta presión para apresurar la implementación de este tipo de tecnología. Pero antes de invertir en un láser y decidir si quieren incorporar este instrumento a su práctica clínica, los odontólogos deben tener en cuenta una serie de factores. En primer lugar, deben saber que existen diferentes tipos de láser, siendo algunos de ellos adecuados para determinado tipo de utilización en Odontología, así como específicos para aplicaciones en tejido blando o para tejido duro. Además, los sistemas de láser añaden un coste significativo a la prestación de cuidados, requiriendo una inversión de capital considerable, así como la necesidad de aprender a utilizar el equipo. Tanto profesionales como pacientes deben entender que el trauma inducido en el tejido por el láser en el lugar donde se realizó la cirugía puede aumentar algunos días después del proceso de cicatrización, al igual que puede presentar diferencias en cuanto a su apariencia hasta los 10-14 días después de la intervención.^{1,2}

Al evaluar cualquier producto, como láseres para el tratamiento de los pacientes, el profesional debe tener la seguridad de que éste sea seguro, eficaz y eficiente. La seguridad exige que se evalúen histológicamente los daños colaterales en diferentes momentos del proceso y que estos se encuentren dentro de los límites aceptables. Así, la relación

riesgo/beneficio debe ser pequeña, mostrando un potencial benéfico significativo para el paciente.¹

1.2 Conceptos fundamentales del láser

El proceso de emisión estimulada por fotones fue descrito en 1917 por Albert Einstein y constituye la base de los rayos láser. En 1960, fue construido el primer aparato capaz de generar rayos láser a partir de la región del rojo, teniendo como medio activo una barra de rubí. El láser se introdujo en Odontología en 1964, aunque no fue ampliamente utilizado en la aplicación oral hasta alrededor de 1980.^{3, 4}

La palabra láser deriva de *Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation*, proceso a través del cual los fotones son emitidos y amplificados de átomos a moléculas. Sus ondas luminosas constituyen una pequeña parte del espectro de ondas electromagnéticas y se caracterizan por grandezas equivalentes y/o complementarias, tales como el color, la longitud de onda, la frecuencia, la velocidad y la amplitud. Cuanto menor es la longitud de onda (), mayor es la frecuencia. Cuando la energía radiante es proporcional a la frecuencia, las ondas de menor longitud tienen mayor energía.⁴

La aplicación del láser en Odontología debe basarse en el conocimiento de una serie de procesos físicos y biológicos que dependen de diversos factores. Cada tipo de láser emite energía luminosa con una longitud de onda específica, siendo, por lo tanto, una luz monocromática. Dependiendo de la longitud de onda del láser y de donde se aplica se podrán producir diferentes fenómenos ópticos. La luz láser, al igual que la luz visible, tiene los mismos principios básicos que la óptica: transmisión, reflexión, refracción y absorción. La energía que producirá el efecto sobre los tejidos irradiados será aquella que sea absorbida, es decir, aquella que libere su energía, y que es, por lo tanto, la utilizada en la práctica clínica.^{2, 5} Los fenómenos de absorción dependen básicamente de dos factores: de la longitud de onda y de las características ópticas del tejido que debe ser irradiado. La cavidad oral contiene tejidos diferentes, por lo que las características ópticas de los tejidos que la forman no tienen el mismo comportamiento, cuando son irradiados con la misma longi-

tud de onda. Diferentes láseres producen también efectos dispares sobre el mismo tejido. Las unidades emisoras de energía láser permiten variar su potencia, esto es, la cantidad de energía liberada por unidad de tiempo. Así, cuando aplicamos una determinada cantidad de energía por unidad de tiempo en una superficie pequeña, obtenemos mayor densidad de potencia que cuando la aplicamos en una superficie mayor y, dicha densidad de potencia determinará las diferencias en los efectos sobre el mismo tejido.² La energía transferida se traduce en el calentamiento de los tejidos, pasando posteriormente a la ablación y/o coagulación del tejido diana.⁵

Los efectos térmicos del láser sobre el tejido biológico resultan de tres fenómenos: la conversión de luz en calor, la transferencia de calor y su reacción en el tejido, la cual al mismo tiempo se encuentra relacionada con la temperatura y el tiempo de exposición. Esta interacción conduce a la desnaturalización o destrucción de los tejidos. Los efectos del láser dependen de los parámetros utilizados, tales como la longitud de onda, la energía, el tiempo y el modo de emisión, el perfil y el tamaño del punto; además de las características químicas y físicas del tejido diana. La hipertermia consiste en un aumento moderado de la temperatura por algunas decenas de minutos, variando entre los 41° y los 44° y resultando en muerte celular debido a los cambios provocados en los procesos enzimáticos. La coagulación es una necrosis irreversible donde no hay destrucción inmediata del tejido. La temperatura alcanzada en aproximadamente un segundo (50-100° C) causa desecación, blanqueamiento y contracción de los tejidos por desnaturalización de las proteínas y del colágeno. La volatilización induce la transformación de los tejidos en humo, cuando supera los 100° C en un tiempo relativamente corto de alrededor de un décimo de segundo. En los márgenes de la zona de volatilización, existe una región de necrosis de coagulación. Hay una transición gradual entre la zona de volatilización y las zonas saludables.⁵

1.3 Clasificación de los láseres

Desde que se proyectó en 1960 el primer dispositivo láser, el láser de rubí, han sido desarrolladas muchas aplicaciones diferentes de esta luz

en especialidades médicas como oftalmología, dermatología y cirugía general. En un primer momento, la utilización del láser en odontología se centró principalmente en los tejidos dentarios duros, aunque el uso del láser en la cirugía de tejidos blandos ha sido la más extendida a lo largo de los últimos treinta años. Actualmente, existen más de diez dispositivos diferentes de láser de uso dentario.⁶

Los láseres pueden ser clasificados de varias formas, como en relación a su medio activo, según su longitud de onda, forma de emisión y otros criterios. La forma más habitual de clasificarlos es según la potencia con la que van a usarse. De este modo, se deben distinguir dos grandes grupos de láseres: los de alta potencia o quirúrgicos y los de baja potencia o terapéuticos (*low level laser therapy* o LLLT).

Los láseres de baja potencia tienen baja energía y emiten dentro del espectro infrarrojo, cerca del rojo (632,8; 670 y 830 nm) con una potencia media de 1-100mW. Los láseres de baja energía carecen del efecto térmico característico de los láseres de alta energía, ya que la potencia que utilizan es menor y la superficie de actuación es mayor, dispersándose, de esta manera, el calor. Sin embargo, producen un efecto celular bioestimulante. Su aplicación fundamental es acelerar la regeneración de los tejidos y la cicatrización de las heridas, disminuyendo la inflamación y el dolor.

Los láseres de alta potencia, con intensidades de 1W hasta 15W y longitudes de onda entre los 810 nm y los 980 nm, son los que producen efectos físicos visibles y se utilizan como sustitutos del bisturí o del instrumento rotatorio convencional.

Los láseres de baja potencia más conocidos son:

- GaAs (Arseniuro de Galio)
- AlGaAs (Arseniuro de Galio y Aluminio)
- HeNe (Helio-Néon)

Los láseres de alta potencia disponibles en el mercado de la Odontología se encuentran detallados en la tabla 1²:

Argon	<i>Argon</i>
Diodo	<i>Diode</i>
Nd:YAG	<i>Neodymium:Yttrium-Aluminium-Garnet</i>
Nd:YAP	<i>Neodymium:Yttrium-Aluminium-Perovskite</i>
Ho:YAG	<i>Holmium:Yttrium-Aluminium-Garnet</i>
Er, Cr:YSGG	<i>Erbium, Chromium: Yttrium-Selenium-Gallium-Garnet</i>
Er:YAG	<i>Erbium: Yttrium-Aluminium-Garnet</i>
CO ₂	<i>Carbon Dioxide</i>
KTP	<i>Potassium, titanyl e phosphate</i>

Cada láser posee características propias. En ocasiones, el mismo tratamiento puede ser llevado a cabo con más de un tipo de láser, aunque siempre hay alguno que presenta mejores características para un tratamiento específico.²

1.3.1 Láseres de baja potencia

La terapia láser de baja potencia (LLLT) se encuentra ampliamente difundida en medicina y odontología para el tratamiento de lesiones en tejidos tanto duros como blandos. Para el hueso, así como para otros tejidos, el mecanismo LLLT es, probablemente, fotoquímico: la energía es absorbida por los cromóforos intracelulares, en concreto por los mitocondriales, y se convierte en energía metabólica por acción al nivel de la cadena respiratoria mitocondrial.^{7,8}

El láser de baja potencia está considerado un láser que puede ser incluido desde la Clase II hasta la Clase III, de acuerdo con la potencia utilizada y los criterios de seguridad exigidos por el American National Standards Institute (ANSI).

Los más conocidos son el arseniuro de galio (GaAs, con longitud del láser pulsado de 904 nm), el arseniuro de galio y aluminio transmitido por fibra óptica (AlGaAs, con longitud de onda de 830 nm) y el de helio-neón (HeNe, con longitud de onda de 632,8 nm). Este último en el espectro visible, concretamente en el rojo.

El láser de baja potencia puede ser adecuado para obtener un efecto analgésico y antiinflamatorio y disminuir el dolor que surge tras el traumatismo dentario en la enfermedad inflamatoria periapical en los pacientes, en periodo postoperatorio de cirugía periapical. Se debe utili-

zar para complementar el tratamiento farmacológico clásico y no como un tratamiento alternativo.⁹

El uso del láser de baja potencia también ha estado asociado al control de varias lesiones de la mucosa oral, tales como queilitis, quemaduras, prevención de cicatrices hipertróficas y queloides, radiación o quimioterapia, mucositis, úlceras aftosas y herpes, entre otras.^{10, 11}

El LLLT del tejido óseo provoca un aumento en la cantidad de mRNA utilizado para sintetizar el colágeno tipo I y, de esta forma, estimula la formación y reparación del tejido óseo. Para el manejo de las ONJ – BTP (osteonecrosis de los maxilares asociada a bifosfonatos), la utilización del LLLT, junto con el tratamiento médico o quirúrgico, parece obtener buenos resultados en términos de vascularización de la mucosa de revestimiento, regeneración del hueso, reducción del dolor y señales de flogosis.^{7, 8}

En cuanto al tratamiento de las disfunciones temporomandibulares, la eficacia clínica del LLLT genera alguna controversia. Algunos autores han apuntado mejores resultados al comparar el LLLT con el grupo control placebo, mientras que otros no han encontrado diferencias significativas.

En una revisión de la literatura, Herranz-Aparicio et al. observaron que la mayor parte de los estudios concluían que los resultados deben ser interpretados con precaución, debido a las limitaciones metodológicas.¹²

Hay varios estudios sobre la terapia con láser de baja potencia en neuralgia trigeminal. De acuerdo con el número de sesiones y con las longitudes de onda y duración de las irradiaciones, muchos de ellos demuestran la eficacia para el alivio del dolor de esta terapia con láser.

Es necesario destacar que la distinción entre la neuralgia y otros dolores específicos, como el dolor facial atípico, tiene un papel importante en la determinación de la eficacia del tratamiento.¹³

1.3.2 Láseres de alta potencia

La tabla 2 describe los diferentes tipos de láser de alta potencia y resume sus principales indicaciones en diferentes tratamientos dentales y dentro de la cirugía oral. Sin embargo, existen láseres más versátiles que otros y, algunos de ellos, aunque no son los más adecuados para determinado tratamiento, pueden ser utilizados, siempre que el profesional conozca las limitaciones de los mismos.

Tipo de láser	Long. de onda	Forma de onda	Tratamiento dental	Cirugía oral tejidos duros	Cirugía oral tejidos blandos
CO₂	10,6 μ m	Pulsado o Continuo	Contraindicado para tejidos duros y puede ser coadyuvante en algunos tratamientos, sin que sea, sin embargo, el más indicado.	Contraindicado	Incisión y ablación de tejidos blandos: retracción de encía, gingivoplastia, úlceras orales, frenectomía, gingivectomía, casi la totalidad de las lesiones benignas: fibromas, granulomas, épulis, mucocelo, angiomas, lesiones víricas (HPV) y lesiones premalignas como leucoplasia sin displasia; desepitelización de tejido gingival. ^{1, 14, 15}
Nd:YAG	1,064 μ m	Pulsado	Endodoncia: elimina tejidos orgánicos, sellado de túbulos dentinarios y e bactericida ¹⁶ ; Extirpación de caries incipientes del esmalte e hiperestesia dentinaria ¹⁵ .	Contraindicado	Incisión y ablación de tejidos blandos ¹ : angiomas, manchas melánicas en las encías ¹⁷ ; Coadyuvante en el tratamiento periodontal: descontaminación de bolsas. ^{15, 18}
Er:YAG	2,94 μ m	Pulsado	Extirpación de carie (normalmente sin anestesia) ¹⁹ ; Preparación de cavidades ¹⁹ ; Eliminación de obturaciones antiguas no metálicas y sellado de fosas y fisuras; preparación de conductos radiculares: biomecánica y bactericida (c/ fibra óptica) ¹⁶ ; eliminación de cálculo y desinfección de las bolsas. ^{1, 15}	Osteotomía, osteotomías y osteoplastias; exéresis de exostosis y torus; odontosección y cirugía periapical; cirugía de ATM. ^{1, 20}	Incisión e ablación de tejidos blandos ¹ : alargamiento de corona clínica, épulis, granuloma, fibromas, frenectomía, gingivoplastia y gingivectomía; Implantología: segunda fase.
Er, Cr:YSGG	2,78 μ m	Pulsado	Extirpación de carie (normalmente sin anestesia) ¹⁹ ; Preparación de cavidades ¹⁹ ; Eliminación de obturaciones antiguas no metálicas y sellado de fosas y fisuras; preparación de conductos radiculares: biomecánica y bactericida (c/ fibra óptica) ¹⁶ ; eliminación de cálculo y desinfección de las bolsas. ^{1, 15}	Osteotomía, osteotomías y osteoplastias; exéresis de exostosis y torus; odontosección y cirugía periapical. ¹	Incisión e ablación de tejidos blandos ¹ : alargamiento de corona clínica, épulis, granuloma, fibromas, frenectomía, gingivoplastia y gingivectomía; Implantología: segunda fase.
Diodo	800 a 980 nm	Pulsado o Continuo	Diagnóstico de caries iniciales ²¹ ; Blanqueamiento dental ²² .	Contraindicado	Incisión y ablación de tejidos blandos ¹ : angiomas ²³ , épulis, pigmentaciones; desinfección en la cirugía periodontal y periapical. ²²
Argón	457 a 502 nm	Pulsado o Continuo	Fotopolimerización ²⁴ ; Blanqueamiento dental ²⁵ ; diagnóstico de caries iniciales. ^{21, 24}	Contraindicado	Tiene indicaciones limitadas en la cirugía oral: lesiones vasculares (absorbido por la Hemoglobina). ¹
Ho:YAG	2,1 μ m	Pulsado	Existen otros láseres más recomendados y con menos efecto térmico. ²⁶	Indicado pero poco utilizado	Existen otros láseres más recomendados y con menos efecto térmico.
Nd:YAP	1,34 μ m	Pulsado	Tratamiento e retratamiento de conductos radiculares después de una instrumentación previa y con efecto bactericida. ²⁷	No indicado	Indicado pero poco utilizado.

De los ya citados láseres de alta potencia, algunos son más utilizados que otros. Así, los láseres más relevantes e indicados para la Odontología son el Diodo, Nd:YAG, Er:YAG, Er,Cr:YSGG y el CO₂.²

1.4 Precauciones y medidas de seguridad

Las aplicaciones clínicas y cirugías con láseres en Odontología son relativamente sencillas de realizar, no obstante, requieren aprender a utilizar los láseres, principalmente debido a la emisión de luz no visible para el ojo humano de los mismos.

Se deben tener en cuenta los siguientes cuidados y características:

- El local en el que se realizan las intervenciones quirúrgicas debe estar cerrado y bien ventilado;
- El uso obligatorio de gafas de protección;
- Tienen una clave de conexión para que solo puedan ser utilizados por personal autorizado;
- La rotulación específica del tipo de láser y clase de riesgo;
- La práctica necesaria para el manejo del brazo articulado del láser;
- La falta de contacto físico entre la pieza de mano y los tejidos;
- La necesaria protección de las corticales óseas y dientes con algunos tipos de láser;
- El material quirúrgico debe ser mate o forrado, de forma que no refleje el rayo láser;
- Las diferentes longitudes de onda no siempre serán absorbidas de la misma manera, pudiendo producir una amplia gama de efectos;
- Mediante el control de la potencia y del tiempo, se puede alterar la profundidad del trabajo.²

1.5 Ventajas de la cirugía láser

En Medicina Dental se usan tres métodos diferentes para cortar tejidos blandos orales: bisturí, electrobisturí y láser. Estos tres métodos realizan la misma función pero presentan diferencias en determinados aspectos importantes, como la hemostasia, tiempo de cicatrización, coste

del instrumento, profundidad del corte o cantidad de anestesia requerida. También presentan diferencias en otros tipos de características, como la producción de humo, olor a quemado y gusto desagradable.²⁸

1.5.1 Láser *versus* bisturí

La experiencia clínica recogida, durante las últimas décadas, divulga una gran cantidad de ventajas del láser en comparación con el bisturí durante la cirugía en tejido blando, entre ellas:

- Elevado nivel de descontaminación en el área quirúrgica;
- Sangrado mínimo en el postoperatorio;
- Ausencia de necesidad de sutura;
- Reducción del tiempo quirúrgico;
- Disminución significativa del dolor y del edema;
- Disminución de las cicatrices inflamatorias postoperatorias.²²

La principal diferencia entre el bisturí y ciertos láseres es la capacidad hemostática de los láseres.²⁹⁻³⁴ Se ha demostrado que los vasos discontinuos, como arterias, venas y vasos linfáticos hasta 500 μm , se cierran por un haz láser de CO_2 debido a la contracción, inducida térmicamente del colágeno de las paredes de los vasos.^{35,36} Sin embargo, la intensidad de la hemostasis depende de las características y configuraciones del sistema individual de la cirugía a láser.³⁷

Huang et al.³⁴ e Yague-Garcia et al.³⁸ en cirugía con láser a mucocelos, tuvieron un tiempo de tratamiento de entre 3 y 5 minutos. Este tiempo fue menor que con el bisturí que, por su lado, exige una técnica meticulosa, al igual que una sutura de la lesión al final de la cirugía. Otros estudios demostraron una reducción del tiempo quirúrgico con láser en la cavidad oral.³¹ Por esta razón, la ablación, utilizando dispositivos láser, también sería indicada en pacientes pediátricos y geriátricos, con menor capacidad para tolerar procedimientos largos.³⁹

En la práctica clínica rutinaria, el tiempo que el operador pasa en una intervención puede tener un papel en la elección y/o preferencia de una técnica quirúrgica sobre otra. Cuanto menor sea la duración de una intervención, menos probable será que el paciente se encuentre demasiado tenso, pudiendo haber también algunas consideraciones económicas en la prestación del servicio.⁴⁰

Una ventaja importante que el láser provee en la ablación qui-

rúrgica es la disminución del dolor generado durante la exéresis de la lesión en el postoperatorio. El rayo láser secciona y sella las terminaciones nerviosas de la zona bajo intervención, las cuales son, por tanto, incapaces de desarrollar anastomosis entre o por la delgada capa de colágeno desnaturalizada que se forma en la superficie de la herida y que actúa impermeabilizándola de la irritación de los fluidos orales. Pogrel e cols.⁴¹ afirman que el dolor en el postoperatorio es menor, porque la reacción inflamatoria que resulta de la acción de láser de CO₂ también es menor, ya que se sellan los vasos sanguíneos y linfáticos y, por lo tanto, se impide el filtrado de los fluidos responsables de la inflamación y del dolor.^{33, 41, 42}

El sellado de los vasos linfáticos adyacentes reduce potencialmente la velocidad de las células malignas y puede ser útil para la prevención de metástasis, durante el tratamiento de un paciente con carcinoma de células escamosas.⁴³

Por otro lado, se ha descrito un aumento de la sensación del dolor varios días después de la cirugía, debido al aparecimiento tardío de la reacción inflamatoria.⁴²

Las heridas que resultan de la aplicación del láser cicatrizan por segunda intención sin que se necesite ningún curativo tras la vaporización de las lesiones superficiales⁴⁴, así como no es necesario suturar los tejidos tras realizar la escisión.^{31, 39} Una ventaja del corte quirúrgico efectuado con láser es la reducida cicatrización. Varios estudios han demostrado que la contracción del tejido en el postoperatorio tras la ablación o vaporización por láser es significativamente más reducida, cuando comparada con la realizada con bisturí de la cirugía convencional.⁴⁵ Un estudio con animales *in vivo* sobre la mucosa oral demostró que la elasticidad del tejido, en la región de la escisión quirúrgica, era dos veces superior en la cirugía a láser, comparada con la escisión con bisturí.⁴⁶ La reducción del número de miofibroblastos^{42, 45} y eosinófilos⁴⁷ en la superficie de la herida, durante el proceso de cicatrización tras la cirugía con láser, puede estar relacionada con la reducción de la formación de cicatrices. Por consiguiente, la cirugía con láser demuestra un mejor resultado en lo que concierne a la movilidad de los tejidos blandos, con menor disfunción oral, en comparación con los métodos quirúrgicos convencionales. La movilidad de la lengua, en particular,

tiene un gran impacto en el habla y la deglución, dos parámetros esenciales para la calidad de vida.⁴⁸

1.5.2 Láser *versus* electrobisturí

La electrocirugía surgió en el siglo XX para neutralizar los problemas inherentes al bisturí frío. El electrobisturí utiliza alta frecuencia de corriente alterna, la cual es rectificada y transmitida para un pequeño electrodo de generación de calor. Así, el calor generado es capaz de seccionar, coagular y deshidratar tejidos. Las frecuencias más utilizadas en medicina dental se encuentran en el intervalo de 2-4MHz. Esta técnica ganó una gran popularidad debido a la rápida hemostasis y a la rápida incisión, así como a la reducción en la pérdida de sangre durante la cirugía. Sin embargo, el electrobisturí puede causar complicaciones que es importante tener en cuenta, especialmente las posibles quemaduras eléctricas.^{33, 28}

La electrocirugía también puede causar interferencias electromagnéticas con otros instrumentos durante la cirugía o producir una nube de humo con gases tóxicos, la cual puede afectar al funcionamiento de marcapasos e implantes de dispositivos cardíacos y cocleares.⁴⁹ El calor producido por la electrocirugía monopolar no permite que sea utilizada cerca de implantes, mientras que la cirugía bipolar, al producir menos calor, sí lo permite.⁵⁰ En el estudio de Sinha et al.⁵¹, la electrocirugía monopolar y bipolar demostraron un atraso en la epitelización y una disminución de la fuerza tensil de la herida. Durante el corte del tejido con el electrobisturí, la electrocontractilidad del tejido muscular subyacente, puede causar un corte quirúrgico de precisión reducida, en comparación con las incisiones realizadas con láser.³⁷

Aunque los láseres corten el tejido por el mismo proceso, sus distintas longitudes de onda provocan diferencias en la penetración, absorción y efectos tisulares basados en la absorción de energía por los elementos del tejido.⁵¹

1.6 Desventajas de la cirugía láser

La falta de sensibilidad táctil durante la cirugía a láser es una de las grandes desventajas que limita la aplicación de láseres quirúrgicos. Cuando se realiza una cirugía con láser de penetración en el tejido sobre la capa superficial, el cirujano no recibe ninguna información sobre la profundidad real de ablación o informaciones sobre el tejido extirpado en la parte inferior del corte. Por lo tanto, en casos que tienen que ver con una anatomía compleja del área quirúrgica, el uso de láseres envuelve riesgo de daños o destrucción iatrogénica de estructuras que necesitan su conservación, tales como, por ejemplo, vasos sanguíneos y nervios.⁵² Esto es especialmente importante en la zona de la cabeza y el cuello, debido a los nervios sensoriales y con función motora. Su daño puede afectar profundamente, tanto a la función como a la estética.

Las desventajas menores de la cirugía a láser son de tipo técnico. Por razones de seguridad es necesario que tanto el paciente como el cirujano se protejan los ojos. La mayoría de los sistemas de cirugía a láser son voluminosos, lo que limita su uso, sobre todo en la parte estrecha de la cavidad oral. Además, no existe todavía una guía de luz flexible para algunos tipos de láser.

Otra desventaja de la cirugía a láser es la evidencia histológica de una alteración térmica alrededor de la zona de ablación por láser de los tejidos. Las alteraciones térmicas pueden variar desde el calentamiento transitorio hasta la desnaturalización proteica, de la evaporación del agua, carbonización o destrucción térmica completa quemando el tejido.⁵²⁻⁵⁶ Existen varios parámetros del láser que tienen un impacto en la extensión de la alteración térmica: la longitud de la onda del haz del láser, el ajuste de la potencia, el modo de emisión (modo continuo o pulsado), la duración del impulso del láser, la frecuencia del pulso del láser y el tiempo de exposición total.^{40, 55, 57-60}

Además, la composición y la arquitectura del tejido tratado con láser, así como la cantidad de circulación de la sangre, influyen en los efectos térmicos de la ablación por láser. Existen varios factores que están relacionados con el tejido y que determinan los daños, como las características ópticas del tejido, el color y la consistencia. Debemos asumir que el daño térmico alrededor de la incisión/ablación por láser

es responsable de un proceso de cicatrización retardada, si lo comparamos con una incisión con bisturí.⁵⁵

Al limitar el daño térmico de los aparatos de láser en el tejido, con el fin de proporcionar incisiones comparables a los daños por bisturí, el láser de CO₂ puede revelarse favorable en relación a la cirugía con bisturí. Limitar los daños térmicos de uso de los aparatos de láser es un problema crónico.⁵⁹

En lo que concierne a la cirugía de tumores, la evaluación histológica del tejido del tumor es obligatoria y esencial. Hace referencia al diagnóstico primario antes de cualquier terapia y a la evaluación de los márgenes quirúrgicos de una escisión completa de todo el tejido del tumor. Debemos resaltar que ésta se debe realizar no solo en los casos en que haya sospecha de carcinoma, sino también en todos los casos de crecimiento oral precancerígeno. Algunos autores sugieren una escisión completa de las lesiones precancerígenas, seguida de un examen histológico. La vaporización por láser es una herramienta útil y segura en lesiones multifocales y generalizadas.^{44, 61-63}

1.7 Láser CO₂

Es un láser de gas que utiliza para su emisión una descarga eléctrica que excita una mezcla de helio, nitrógeno y CO₂ contenida en un tubo de cuarzo. Las moléculas excitadas de nitrógeno emiten fotones que colisionan y así transmiten su energía a las moléculas de CO₂.^{64, 65} Éstas darán lugar a la emisión estimulada de fotones que, después de una serie de transiciones entre varios estados moleculares, formarán el haz final de luz láser. Esta luz, al tener la longitud de la onda dentro del espectro de infrarrojos y al ser, por eso, una luz no visible de 10.6 μm^1 , puede ir acompañada (dependiendo del fabricante) de un segundo láser. Este segundo láser, de He-Ne de 2 mW, emite una luz roja visible y constituye el rayo guía que nos ayuda a visualizar el punto de impacto. Siguiendo las clasificaciones de las medidas de seguridad de referencia, tanto europeas (ISO) como norteamericanas (ANSI), se trata de un láser de clase IV (pertenecen a esta clase todos aquellos láseres cuya potencia está por encima de los 0,5 W y necesitan medidas máximas de

seguridad). Estos láseres pueden mantener niveles de potencia continuos y muy altos. El dióxido de carbono produce la luz láser, mientras que el nitrógeno ayuda a aumentar la eficacia excitando el CO₂, haciéndolo emitir con más intensidad en el proceso. El helio tiene un papel doble, ayudando al CO₂ a volver a un estado de reposo y favoreciendo la transferencia de calor. Hay tres tipos principales de láseres de dióxido de carbono: el de flujo axial, el de flujo transversal y el de tubo sellado. Los dispositivos de tubo sellado se utilizan en diferentes áreas médicas y dentarias y son similares a los láseres de iones de He/Ne, en los que el gas se mantiene dentro del cilindro del tubo durante su uso. Las únicas diferencias clave son el tamaño del tubo y su calibre, ya que el dispositivo está diseñado para funcionar usando la longitud de onda del CO₂, que es muy superior. La potencia de los láseres sellados de CO₂ varía algunos volts, alrededor de los 100 W. La energía que liberan se expulsa de dos formas: en formato de onda continua o en pulsos discontinuos.⁶⁵

El láser CO₂ es totalmente absorbido por el agua. Como el 80% del tejido blando está formado por agua, el láser de CO₂ se absorbe bastante en la superficie, siendo de este modo, poco penetrante y convirtiéndose en un buen método quirúrgico para los tratamientos realizados sobre los tejidos blando orales.^{33, 34, 38, 40}

El láser de CO₂ se aplica normalmente sin contacto directo sobre el tejido que va a ser tratado. Por otro lado, el rayo puede incidir de modo focalizado o desfocalizado. La focalización del rayo conseguirá un corte quirúrgico, mientras que su desfocalización producirá la vaporización del tejido.

El láser de CO₂ se ha convertido en uno de los dispositivos más útiles en cirugía oral por de sus variadas ventajas, como ya han relatado muchos autores, incluyendo excelente hemostasia, alta precisión en la destrucción del tejido, sin necesidad de suturas, la singularidad de su técnica sin contacto, esterilización de la herida, dolor y edema postoperatorios mínimos y ausencia de retractibilidad.^{34, 38, 52, 61, 66}

Como que posee la propiedad de sellar vasos con un diámetro menor de 0,5 mm, el láser de CO₂ permite una excelente visibilidad durante el procedimiento quirúrgico. De hecho, en cuanto a la mucosa, la circulación sanguínea es esencialmente de tipo capilar, obteniendo aplicaciones prácticamente sin sangre.

Morimoto et al.⁶⁷ observaron que un procedimiento quirúrgico como la extracción dentaria, por ejemplo, está asociado a una incidencia significativamente aumentada de hemorragia postoperatoria en pacientes que recibieron terapia antitrombótica. Por lo tanto, esta técnica quirúrgica puede ser problemática para estos individuos. Además, basándonos en las directrices recientes, los cardiólogos prefieren no suspender la medicación antitrombótica antes de procedimientos quirúrgicos orales.⁶⁸ Según esto, la escisión con láser de CO₂ parece una herramienta útil para este tipo de cirugía. Monteiro et al.⁶⁹ asumen que la opción del láser de CO₂ es el mejor tratamiento para pacientes con diátesis hemorrágica o bajo terapia antitrombótica.

De acuerdo con Basu et al.⁷⁰, la cicatrización de las heridas causadas por el láser de CO₂ envuelve la aparición de una membrana fibrosa después de 72 horas, que substituye la camada necrótica superficial del tejido irradiado. La cobertura epitelial de la herida comienza a partir de la periferia dos semanas después, y es más fina y paraqueratótica, cuando comparada con el epitelio que aparece después de la escisión con bisturí. Probablemente por esta razón el resultado estético de todas las intervenciones de láser de CO₂ ha sido excelente, sin fibrosis o formación de cicatrices, mientras que el bisturí dejó pequeños defectos estéticos residuales, después del período de cicatrización normal, en 5 de los 25 mucocelos del labio inferior tratados con este Instrumento Quirúrgico.

Otras ventajas del láser de CO₂ en relación al bisturí son, por ejemplo, los daños mínimos en los tejidos vecinos, un campo quirúrgico sin sangre y bastante descontaminado, disminuyendo el edema y dolor postoperatorio y menor contracción de la herida.⁴⁵ La ausencia de retracilidad en las heridas de láser podría explicarse considerando la reducción en el número de miofibroblastos y el mínimo de daños en el tejido alcanzado por el láser.

Yagüe-García et al.³⁸ observaron que el dolor y edema disminuidos en el postoperatorio coinciden con los pareceres de otros autores³⁴, no siendo necesaria ninguna medicación en ninguno de los pacientes sometidos al tratamiento con láser de CO₂, en comparación con la necesidad de analgésicos en más de la mitad de todos los enfermos trata-

dos con bisturí. Después de una corta incomodidad inicial en el período postoperatorio, el paciente puede beber fácilmente y comer, excepto comida picante. La herida cicatrizará alrededor de 2 semanas después.⁶⁶

Las complicaciones intraoperatorias, postoperatorias y dolores después de las 100 cirugías de hiperplasias fibrosas orales realizadas por Suter et al.⁴⁰ no revelaron diferencias significativas entre los grupos de modo continuo (CW) y de modo pulsado (PW). Como la ingestión de analgésicos fue generalmente baja, la tendencia para un mayor consumo de analgésico en el modo continuo puede ser que no tenga un impacto clínico relevante.

Sattayut et al.,⁷¹ en un estudio *in vitro* encontraron que la unión de la herida con láser de CO₂ en el modo ultrapulsado combinado con la sutura no reveló ninguna diferencia estadísticamente significativa en la fuerza tensil inmediata al cierre de la herida en bloques orales de los tejidos blandos, en comparación con solo la sutura, pero tenía una mayor proporción de las heridas sin dehiscencia en la fuerza tensil de 120 g/cm². En cuanto a la aplicación clínica, esta técnica de unión en tejidos con CO₂ puede aplicarse para aumentar la fuerza tensil inmediata en la sutura intraoral para promover la cicatrización de heridas. Así, este estudio demuestra que la unión con a láser de CO₂ no puede utilizarse únicamente sin sutura.

Una desventaja del uso de láser de CO₂ es la desnaturalización térmica y carbonización del tejido en los márgenes de escisión de los especímenes, que pueden conducir a dificultades en la interpretación histopatológica.³⁷ El tejido dañado de forma térmica parece también ser la razón para la activación retardada de células inflamatorias, prolongando así la cicatrización del tejido.⁴²

En una investigación sobre alteraciones histoquímicas e inmunocitoquímicas de la mucosa oral con los láseres de CO₂ y Er:YAG, los resultados del contenido de glucógeno disminuyeron en biopsias con láser de CO₂. Se encontró una buena expresión para citoqueratinas y marcadores de proliferación del ciclo celular en biopsias con láser Er:YAG, al contrario del marcador apoptosis, que fue mejor expresado en biopsias con láser de CO₂. La depleción del glucógeno indica un daño profundo en el tejido blando vivo, probablemente, debido a una lesión térmica provocada por la cirugía con láser de CO₂. La reducción

de la expresión de los marcadores inmunocitoquímicos de proteínas intracelulares, proliferación del ciclo celular y apoptosis nuclear indicó un efecto de tensión del láser de CO₂ en reproducción celular y síntesis.

El daño térmico lateral con láser de CO₂ se debe, principalmente, a la difusión térmica, es decir, a la conducción de energía térmica para el tejido en torno al local de la incisión durante la irradiación con láser. Otros factores, como el tamaño de la mancha o dispersión no tienen un impacto significativo sobre los daños térmicos laterales a esta longitud de onda.

La profundidad de absorción de agua a 10,6 milímetros es de solamente 25 mm. Por lo tanto, a 300 mm los daños térmicos verificados con el láser de CO₂ son causados, en gran parte, por la conducción térmica del tejido y no por la absorción.⁵⁹

Este daño térmico causado por láser de CO₂ en el tejido circundante del área de incisión, debido a la transferencia de calor durante la irradiación, causa daños, incluyendo necrosis de la coagulación, lo que se cree podría retardar la cicatrización de heridas. Por otro lado, la evidencia acumulada indica que el daño térmico residual, por sí solo, no es necesariamente una desventaja, sino que puede ser benéfico en algunos casos.

En el “resurfacing” de la piel se ha demostrado que la lesión térmica residual producida por un láser de CO₂ estimula la dermis para producir fibras de colágeno nuevas y bien orientadas, resultando en una contracción dérmica más eficaz y más prolongada. Se considera que el láser Er:YAG, que produce menos daños térmicos que el láser de CO₂, tiene menos eficacia en la contracción de la piel. Tales efectos se explican debido a la activación de la remodelación del tejido conjuntivo en la dermis, seguida del daño térmico, es decir, de la necrosis de la coagulación.⁷² Yamasaki et al.,⁷³ estudiaron el proceso de reparación de la necrosis de coagulación producido por irradiación del láser de CO₂ pulsado con relativamente baja fluencia y sugieren que la necrosis de coagulación producida por la baja fluencia del láser de CO₂ pulsado no perturba el proceso de reparación, sino que lo promueve y promueve también la subsecuente remodelación del tejido. Los autores presumen que la eficacia clínica de este láser en el tratamiento de las lesiones de la mucosa oral puede atribuirse a la activación de la remodelación del te-

jido. Este láser va a construir el camino hacia una cirugía más conservadora y mínimamente invasiva en el tratamiento de una amplia variedad de patologías orales de los tejidos blandos, a través de la activación de la remodelación del tejido.

El láser de CO₂ se ha convertido en una modalidad bastante aceptada para tratar patologías benignas intraorales de los tejidos blandos, como fibromas, papilomas, mucocelos, malformaciones vasculares, crecimiento excesivo de las encías, úlceras aftosas y frenillos de las mucosas^{33, 38} o de la lengua (anquiloglosia), así como trastornos potencialmente malignos tales como leucoplasias y eritroleucoplasias.⁷⁴ Incluso se han observado escisiones de láser de neoplasias orales en fases iniciales (T1N0 o T2N0) y carcinomas verrugosos en fases más avanzadas.⁶¹

La mayoría de los láseres quirúrgicos de CO₂ se aplican a través de un gran brazo articulado, ya sea conectado a una pieza de mano o a un micromanipulador montado sobre un microscopio de operación. En áreas en donde la exposición está limitada, el sistema de disparo voluminoso y la incapacidad del cirujano de visualizar el área de la escisión han sido factores que han limitado el uso más generalizado de esta tecnología. De igual forma, el láser puede ser una excelente herramienta para la cavidad oral anterior y escisiones anteriores de la lengua. No obstante, el sistema de disparo grande y pesado hace su uso menos atractivo. Con la llegada del conjunto fotónico de fibra (photonic band gap fiber assembly, PBFA) con el sistema de disparo de CO₂ de fibra flexible desarrollado por la OmniGuide Inc, es ahora posible superar esas limitaciones. El sistema PBFA permite la aplicación directa de energía CO₂ en zonas de la cabeza y cuello, donde la visualización directa está limitada.⁷⁵

Las bacterias periodontopatógenas y lipopolisacáridos en la placa dental están relacionadas con el apareamiento de la gingivitis y con la progresión de la periodontitis. Estudios anteriores⁷⁶ demuestran que la irradiación con láser inhibe la placa y concluyen que los láseres pueden ser útiles para su supresión o erradicación. En estudios iniciales³, se utilizaron láseres de CO₂ de onda continua, pero se vio que tales láseres habían causado grandes daños térmicos, incluyendo carbonización, tanto de fisuras de los dientes como de los tejidos blandos.

La utilización de un láser de CO₂ pulsado puede disminuir los da-

ños térmicos. Se ha observado⁷⁷ que la pulpa dentaria irradiada con un láser súper pulsado por un corto período de tiempo provoca un aumento de la temperatura, dentro de límites fisiológicamente aceptables, sugiriendo que el láser súper pulsado no causa daños térmicos. Los resultados del estudio de Kojima et al.⁷⁸ indican que la irradiación por un láser súper pulsado de CO₂ a baja densidad de energía tiene efectos bactericidas sobre las bacterias periodontopatógenas, tales como *P. gingivalis* y *A. actinomycetemcomitans*, y que disminuye significativamente la actividad biológica de lipopolisacáridos.

La principal aplicación del láser CO₂ es la cirugía de tejidos blandos, pudiendo ser utilizado en tratamientos dentales puntuales, a pesar de que no sea el tipo de láser más indicado para tal caso. El calor generado durante la irradiación aumenta de forma considerable el riesgo de producir una pulpitis iatrogénica, de ahí que su uso no sea el mejor tratamiento. Estudios previos demostraron que el láser de CO₂, aplicado con fluencia alta y en modo continuo, puede llevar a una variedad de daños estructurales en el esmalte, como por ejemplo rupturas, lascas, formación de cráteres, quemaduras, derretimiento y recristalización. Esta observación se atribuye al alto y eficiente poder de absorción de la onda del láser de CO₂ por la apatita mineral del tejido duro dental.⁷⁹

1.8 Láser Nd:YAG

En 1961, Jhonson presentó el primero láser de Nd:YAG y observó que emitía energía en la gama del infrarrojo. En 1990, la FDA (Food and Drug Administration) aprobó el uso del láser de Nd:YAG para la cirugía de los tejidos blandos de la cavidad oral.⁸⁰ Existen también otras aplicaciones dentales que no están orientadas directamente hacia los tratamientos dentales, como son la esterilización de ciertos tipos de instrumentos, específicamente las limas de endodoncia, la soldadura de barras metálicas para componentes protésicos y el endurecimiento de las resinas.⁸¹ El láser de Nd:YAG emite su energía en la gama del infrarrojo y la longitud de su onda es ligeramente superior a la luz visible. El medio activo es un granate (cristal) y está compuesto por los elementos itrio, aluminio y oxígeno, formando una matriz cristalina (Y₃Al₅O₁₂),

cargados con neodimio (ión trivalente de la familia de los lantánidos). El neodimio es el responsable de la emisión del haz de luz de una longitud de onda de $1,064 \mu\text{m}$. Este tipo de radiación, dada la longitud de la onda, puede transmitirse a través de una fibra óptica.⁶⁵ Ésta puede ser, según los diferentes fabricantes, de: 200, 320 y 400 micra, lo que hace que su manejo sea fácil, permitiendo llegar a cualquier lugar de la cavidad oral, incluso dentro del canal radicular.⁸⁰ EL láser de Nd:YAG es poco absorbido por el agua y es absorbido de forma selectiva por los tejidos pigmentados, presentando afinidad con la hemoglobina, lo que posibilita una aplicación clínica clara, como el corte y la coagulación sobre los tejidos blandos. Debido a esa pobre absorción por el agua, esta longitud de onda penetra profundamente en el tejido, a una profundidad de cerca de 4-5 mm y el haz de láser transfiere su calor a los tejidos, promoviendo una coagulación selectiva. A este proceso se le denomina fotocoagulación y estas propiedades se utilizan, de forma específica, en el tratamiento de lesiones en la cabeza y en el cuello.⁵

Los trabajos más recientes utilizan el láser de Nd:YAG como alternativa al de CO_2 , en la exéresis de las lesiones benignas de la cavidad oral, ya que presenta gran afinidad por los tejidos pigmentados con alto contenido proteico.⁶⁵ En un principio, se ha usado más en el campo de la medicina, ya que también se ha desarrollado un láser de Nd:YAG destinado a la cirugía oral que emite a una potencia máxima de 3W en modo pulsado a una frecuencia de 10-30 veces por segundo, con una duración de cada pulso de 6 milésimas de segundo. Debido a los pulsos cortos y a su baja potencia, algunos autores aseguran que se puede realizar una intervención quirúrgica sin anestesia local, utilizando solamente anestesia tópica en gel o en spray.^{33, 35}

El láser de Nd:YAG tiene mayor penetración en la mucosa oral que el láser de CO_2 , ya que éste es más absorbido por el agua y menos por la hemoglobina. Existen diferencias en cuanto a la rapidez del tratamiento, ya que el láser de CO_2 posee gran afinidad con las células de los tejidos blandos orales y corta o vaporiza el tejido mucho más fácilmente que el de Nd:YAG, acortando el tiempo quirúrgico. También es importante tener en cuenta que el láser de CO_2 , una vez que tiene un coste económico de aproximadamente la mitad del láser de Nd:YAG, continúa siendo un tratamiento menos económico que la cirugía convencional.^{33, 35}

Otro aspecto que se debe considerar es que estos láseres producen una incisión estéril; el riesgo de diseminar células cancerígenas o agentes patogénicos en la herida o de producir una bacteriemia es nulo. En los casos en los que hay sospecha, de tipo intraoperatorio, de un elevado componente vascular de la lesión, el bisturí eléctrico y el láser de CO₂ son la mejor técnica porque consiguen un campo limpio. Sin embargo, se debe tener en cuenta que, en el caso del láser de CO₂, éste solo coagula los vasos de calibre inferior a 0.5 mm de diámetro y, por lo tanto, es útil en estos pero no en los de mayor calibre.³⁵ Por este motivo, algunos autores⁸² preconizan el láser de Nd:YAG o el de Argón en la escisión de los hemangiomas cavernosos por coagular vasos de más de 7 mm de diámetro, permitiendo una buena visibilidad y mayor precisión en la exéresis de los tejidos blandos.

Las lesiones vasculares, incluyendo hemangiomas y malformaciones vasculares, son entidades patológicas comunes. El láser Nd:YAG se presenta como una opción clínica interesante, con algunos resultados promisorios en hemangioma infantil (HEM) y manejo de malformaciones vasculares (VM). De hecho, se ha descrito la fotocoagulación sin contacto con láser (NCLP), particularmente con el láser Nd:YAG, como una opción de éxito para el manejo de VM, con un mínimo de morbilidad y buenos resultados clínicos. Existe también la opción de fotocoagulación transmucosa o transdérmica (PHC) para el tratamiento de lesiones superficiales. En ambos casos, parece promover una excelente regresión de las lesiones vasculares con el mínimo de daños para los tejidos circundantes.^{83, 84}

EL láser Nd: YAG de pulso largo ganó popularidad en el tratamiento de vasos de pequeño a medio calibre. Con una duración de impulso más larga, es más probable que caliente los vasos de forma lenta y uniforme, permitiendo que haya daños suficientes en los vasos para provocar la coagulación, pero evitando la ruptura del vaso púrpura subsecuente y posible hiperpigmentación post láser. Sofos et al.,⁸⁵ concluyeron que no se pueden curar las malformaciones venosas complejas, pero se pueden controlar de forma sintomática con tratamiento con láser Nd:YAG de pulso largo. La satisfacción con el tratamiento es alta y existe un riesgo pequeño, pero definido, de cicatrices resultantes del tratamiento. Casi todas las lesiones en el labio y mucosa oral se trataron

con éxito. El tratamiento reveló, no obstante, ser menos eficaz en la reducción del tamaño de las lesiones relativamente grandes, de alto flujo en los miembros. Así, el láser Nd:YAG de pulso largo es un tratamiento eficaz de VMs en la mucosa.

Un estudio reciente de Júnior et al.²⁹ concluye que el láser Nd:YAG NCLP puede usarse como una opción de tratamiento segura para lesiones vasculares benignas orales, asociada a ventajas clínicas significativas, como la ausencia de sangrado, poco o ningún dolor y sin necesidad de sutura. Además, se puede realizar bajo anestesia tópica. Por otro lado, el coste elevado del dispositivo de láser, junto a la necesidad de formación intensiva para poder operar el dispositivo, todavía pueden ser vistos como importantes factores que limitan un uso más extenso de esta modalidad terapéutica.

Vesnaver et al.⁸⁶ describieron que este tipo de láser se debe usar con ciertas precauciones, ya que el grado de coagulación del tejido no se hace obvio de forma inmediata, concluyendo que, cuando se utiliza de forma adecuada, el láser Nd:YAG es una herramienta muy útil para el tratamiento de este tipo de lesiones vasculares.

El láser de CO₂ se usó con éxito en gingivectomía con hiperplasia gingival, con anestesia general, inducida por fenitoína en pacientes con discapacidad intelectual.⁸⁷ Shirani et al.³⁰ utilizaron el láser Nd:YAG en un paciente con este problema médico, donde la gingivoplastia tuvo resultados satisfactorios y el sangrado estuvo controlado. No se verificó la necesidad de realizar curativo en la zona quirúrgica y no hubo sangrado después de la cirugía. Otra gran ventaja fue la facilidad de trabajo en la cavidad oral.

Cimma et al,⁸⁸ recomiendan el láser Nd:YAG como un dispositivo de retracción, por la facilidad para crear retracción gingival en torno a los dientes que presenta el uso de este dispositivo. Un campo gingival claro y limpio es fácil de obtener, incluso cuando la profundidad del surco es tan pequeña como 0,5 mm y cuando es necesario crear impresiones de varios dientes. Otro aspecto positivo es la utilización de solo un anestésico tópico.

Existen evidencias de las propiedades bactericidas y bioestimulantes del láser Nd:YAG cuando se utiliza de forma no focalizada: el dispositivo láser Nd:YAG demostró sus propiedades

bactericidas usando parámetros relativamente bajos (1,5 W, 15 Hz) en modo sin contacto, y además probó evidencia experimental en su papel a baja energía de pulso y en la promoción de la proliferación y diferenciación de varios tipos de células representativas del microambiente oral.⁸⁹

1.9 Láser Er:YAG

El láser de Erblio: itrio, aluminio y granate (Er:YAG) se utiliza actualmente en diversas áreas médicas que exigen la ablación precisa de tejidos delicados, incluyendo dermatología, medicina dentaria, urología y oftalmología.⁹⁰

Este láser emite luz de infrarrojos con una longitud de onda de 2,94 μm , la cual coincide con el coeficiente máximo de absorción del agua, pudiendo de esta forma ser absorbido por los tejidos más hidratados.^{91, 92}

Se trata de un láser pulsado que posee un elemento sólido como medio activo en su cavidad de resonancia, específicamente un cristal sintético conocido como granate (G), constituido por itrio (Y) y aluminio (A) y contaminado con Erblio (Er). Su energía se transmite hasta la pieza de mano a través de una fibra óptica o mediante un brazo articulado. Siguiendo la clasificación sobre las medidas de seguridad, tanto de la Unión Europea (ISO), como de EE.UU. (ANSI), se considera un láser de clase IV.⁹¹

La luz láser Er:YAG puede cortar eficazmente tejidos blandos y duros, pudiendo, por lo tanto, ser usado en todos los campos de la medicina dentaria. Para favorecer la ablación de los tejidos duros y evitar el efecto térmico sobre la superficie irradiada, se utiliza un spray de agua, minimizando de esta forma el riesgo de producir lesiones térmicas colaterales en los tejidos adyacentes.⁹¹

La longitud de onda emitida por el láser Er:YAG demuestra excelente absorción por la hidroxiapatita y agua, permitiendo “ablación fría” y corte de los tejidos blandos sin efectos de coagulación o carbonización e provocando un aumento mucho menor de la temperatura en el hueso y en el área intrapulpar, con relación a las herramientas rotativas.

La longitud de onda emitida es tal que la profundidad de penetración en el agua es extremadamente pequeña (menos de $1\ \mu\text{m}$) y, por lo tanto, ese corte puede ser muy preciso, siguiendo las garantías de seguridad y siendo mínimamente invasivo.^{7, 92}

El láser de Er:YAG produce una rápida cicatrización debido al escaso efecto térmico lateral que genera.^{33, 93} No obstante, tiene el inconveniente de que las intervenciones no son hemostáticas, tal como ocurre con el láser de CO_2 , por lo que al finalizar la cirugía se debe realizar una compresión de la zona tratada hasta conseguir una buena hemostasia.³³

En un estudio de 40 biopsias orales obtenidas por cirugía por láser de CO_2 y ER:YAG no hubo sangrado en el frenillo con la cirugía con láser de CO_2 , mientras que sí se dio una pequeña cantidad de sangrado, después de la cirugía con láser de Er:YAG. En ambos casos la herida no fue suturada. El tiempo necesario para extirpar el frenillo fue de cerca de 5 minutos para los dos grupos y no se detectó ninguna diferencia clínica en la cicatrización, después de la cirugía con láser de Er:YAG o CO_2 , de forma que los dos grupos de pacientes presentaron el mismo trayecto postoperatorio.⁶⁶

Se ha sugerido que el proceso de cicatrización (hueso, tejidos blandos) se acelera cuando la cirugía se realiza con un láser Er:YAG, en comparación con instrumentos rotativos. Esto puede tener que ver con diversos factores, como a la biomodulación o adhesión de tejido a superficies tratadas con erbio.

Además, el efecto bactericida de estas longitudes de onda podría ayudar en el tratamiento de ONJ-BPT, reduciendo la infección secundaria por agentes, tales como *Actinomyces*, *Candida spp.* y anaerobios.

En la experiencia de Vescovi et al.,⁷ es posible observar que un abordaje quirúrgico precoz conservador con láser Er:YAG combinado con LLLT, para BPT inducido por ONJ, es más eficaz, si lo comparamos con la terapia médica o con otras técnicas de gestión de estos pacientes y de su calidad de vida.

Debido a estas características especiales, al efecto bioestimulador y propiedades bactericidas relatadas en la literatura en la actividad de *Candida spp.* y anaerobios en la desinfección con láser, el Er:YAG es un importante Instrumento Quirúrgico para el tratamiento de ONJ-BPT.

La ausencia de vibración, la cicatrización más rápida de los tejidos blandos y huesos y la recuperación relativamente libre de dolor mejoraron la adhesión por el paciente.

Pourzarandian et al.⁹⁴ demostraron que el láser Er:YAG parecía ejercer su acción estimulante sobre la proliferación de fibroblastos gingivales a través de la producción de prostaglandina E2 (PGE2), generada a su vez a través de la expresión de ciclooxigenasa-2 (COX-2). Esto se debe considerar como una de las vías regulatorias importantes para acelerar la cicatrización de heridas después de la irradiación por láser Er:YAG, particularmente en la fase aguda inicial.

Desde la introducción del láser en Medicina Dentaria, el láser Er:YAG gana cada vez más atención como un adyuvante o tratamiento alternativo. La desmineralización de la superficie de la raíz con agentes ácidos promueve el establecimiento de una nueva adhesión del tejido conjuntivo. En comparación con los métodos convencionales, el desbridamiento con un láser Er:YAG (ERL) ha mostrado resultados prometedores, a causa de sus efectos bactericidas y de desintoxicación contra agentes patógenos periodontales, la eliminación de endotoxinas de superficies radicales enfermas, sin gran perjuicio para las sustancias del diente y de fácil acceso a locales anatómicamente complicados, gracias a su diseño específico y a las radiaciones de haz luminoso.⁹⁵⁻⁹⁷

Por otro lado, Theodoro et al.⁹⁷ verificaron el efecto de los láseres Er:YAG y Diodo en la adhesión de componentes de la sangre y en la morfología de las superficies radicales irradiadas y, concluyeron que, aunque el Er:YAG no interfirió en la adhesión de los componentes de la sangre, causó más cambios en la superficie de la raíz, como microrrugosidades, mientras que el láser de Diodo inhibió la adhesión.

Fekrazad et al.⁹⁸ seleccionó el láser Er:YAG para la cirugía de Granuloma Piogénico, refiriendo que el tipo de láser utilizado en la cirugía es muy importante. Describió que cuando usa el láser Er:YAG, al estar la lesión menos dañada, el tejido restante tiene un valor más patológico y, si ocurre Granuloma Piogénico en torno al implante, el Er:YAG posee la ventaja de remover la lesión con un mínimo de daños para el implante. En caso de haber algún problema de coagulación en algunas áreas, entonces esas zonas específicas se podrían coagular con láseres Nd:YAG o Diodo.

Stübinger et al.⁹⁹ evaluaron el daño térmico causado por el láser Er:YAG en tejido duro. El estudio no mostró señales de tejido carbonizado o trastornos en la cicatrización de heridas durante la osteotomía, demostrando que el dispositivo es seguro para uso, durante cirugías maxilofaciales en tejido duro. Otro estudio de Romeo et al.¹⁰⁰ también demostró que el láser Er:YAG se puede utilizar con seguridad en tejido duro, en contraste con los sistemas tradicionales de corte del hueso que causan daños periféricos. Además, el láser Er:YAG presentó mayor capacidad de corte y precisión, que un dispositivo de piezocirugía y de brocas quirúrgicas.

1.10 Láser Er, Cr:YSGG

El láser Er, Cr:YSGG se desarrolló hace cerca de quince años, con la finalidad de que fuese utilizado en todos los tejidos que constituyen la cavidad oral, mucosa oral, tejido gingival, hueso, esmalte, dentina y cemento.^{32, 101} Es un láser en estado sólido, clasificado como un láser de clase IV, que emite en modo pulsado con una longitud de onda de 2,78 μm en el infrarrojo del espectro electromagnético y con gran afinidad para la molécula del agua. Su medio activo es un granate-Garnet, G que está compuesto por Itrio (Y), Escandio (S) y Galio (G) contaminado con Erblio (Er) y Cromo (Cr). Tiene una frecuencia fija de 20Hz y también la posibilidad de ejecutar el enfriamiento con aire y agua.

Este láser utiliza un sistema de transmisión por fibra óptica y una de sus características principales es que utiliza un spray de agua y de aire que, al combinarse con el haz de luz láser, provoca un efecto que se denomina efecto hidrocínético. Dicho efecto de corte de tejidos consiste en que las partículas de agua del spray absorban parte de la energía liberada por el láser y, de esta forma, estas moléculas de agua quedan energizadas, siendo aceleradas hasta el tejido deseado. Esta acción de corte hidrocínético permite trabajar eficazmente en tejidos hidratados produciendo un corte limpio sin generar microfisuras, ni ningún tipo de carbonización de los tejidos duros.^{23, 101} No obstante, este dispositivo no tiene capacidad hemostática, por lo que tiene que ser usado con cautela en lesiones vasculares.²³

La irradiación con láser Er, Cr: YSGG (2 a 4 W) ha mostrado resultados prometedores en la mucosa saludable en modelos experimentales *in vivo* y *ex vivo*.^{32, 53}

1.11 Láser Diodo

El láser Diodo está constituido por un medio activo sólido, asociando Aluminio, Galio y Arsenato, con longitud de onda de 800 nm hasta 980nm. Es un dispositivo semiconductor que emite una radiación infrarroja, mostrando buena afinidad con la hemoglobina oxidada y la melanina. Puede trabajar en modo continuo o pulsado, por medio de fibras ópticas de diámetro variado (200, 300 y 600 μ m, según el fabricante). Como su longitud de onda es poco absorbida por el tejido dentario duro, el láser de Diodo es seguro y está indicado para cirugías en el tejido blando, en las regiones próximas a las estructuras dentarias. Este es un excelente láser quirúrgico para medicina dentaria, porque puede cortar todos los tejidos blandos orales vascularizados. Además, al utilizar este tipo de láser, se puede obtener fácilmente un campo quirúrgico sin sangre.^{23, 48, 102, 103} Su efecto hemostático es mucho menor, comparado con el láser CO₂, por lo que solo es útil en lesiones superficiales.^{22, 104}

El agua absorbe menos este tipo de láser y absorbe más en profundidad que los láseres CO₂, Er:YAG y ER, Cr:YSGG.²² Se ha afirmado que la longitud de onda del láser de Diodo en el tejido blando exhibe absorción máxima y una penetración mínima, comparado con el láser Nd:YAG, el cual tiene absorción mínima y penetración máxima.⁴⁸

Las ventajas del láser de Diodo son su pequeño tamaño y su bajo coste. Según las clasificaciones internacionales sobre medidas de seguridad, tanto de la Unión Europea como de los EE.UU., el láser de Diodo es del tipo IV. El láser Diodo se ha utilizado en endodoncia, periodontología e implantología, debido a su efecto bactericida, al igual que para el blanqueamiento dental, porque disminuye el tiempo de tratamiento, en comparación con la técnica tradicional.²²

El uso de láseres en cirugía dental, en particular de láseres Diodo, es actualmente un auxiliar de tratamiento ampliamente aceptado, con una vasta gama de aplicaciones en la cirugía oral de los tejidos blandos.¹⁰²

Akbulut et al.¹⁰³ también reconocen que el uso del láser Diodo a 810 nm es un tratamiento fiable para la terapia oral del tejido blando, porque la cicatrización de las lesiones conlleva efectos adversos mínimos. Así, Akbulut concluye que, en la cirugía oral del tejido blando, el uso de láseres de diodo 810 nm puede ser la mejor elección.

Fornaini C.¹⁰⁵ y Shankar BS.¹⁰⁶ consideran que el láser Diodo es el ideal para gingivectomía y gingivoplastia, especialmente en Ortodoncia, por las ventajas inherentes que presenta: el único objetivo es la eliminación de tejidos blandos, sin riesgo de daños a la estructura adyacente del diente, excelente hemostasia, operación en campo seco, contacto leve de la punta de la fibra con el tejido, observación propioceptiva y portabilidad.

El láser Diodo probó ser eficaz para la escisión de fibrolipoma¹⁰⁷ del labio y angiofibroma¹⁰⁸ en la cavidad oral, sin causar daños en las características histológicas de la lesión que puedan perjudicar el diagnóstico correcto.

Janda et al. observaron que el láser Diodo tenía un efecto térmico bajo sobre la profundidad de las zonas carbonizadas en la superficie del tejido en examen histológico.¹⁰⁹

En casi todas las investigaciones los científicos han reconocido las especificidades únicas de los láseres y, particularmente, de láseres de Diodo, como arista de corte afilada y definida, hemostasia y coagulación después de la cirugía. Además, este tipo de láser es de tamaño pequeño y de fácil manejo durante la aplicación, lo que hace que este láser sea muy eficaz y un dispositivo alternativo, útil en la cirugía de tejidos blandos de la cavidad oral, en comparación con otros tipos de láser, como pueden ser el de CO₂ y el de erbio.^{103, 109, 110}

Las desventajas detalladas en investigaciones sobre la aplicación del láser de Diodo son, de alguna forma, semejantes a las de otros láseres, como es el atraso en la cicatrización, que es más evidente en lesiones mayores y tejido carbonizado en lesiones menores; en comparación con la aplicación del bisturí convencional en los procedimientos quirúrgicos. En la escisión de lesiones exofíticas producidas por virus del papiloma humano, el uso del láser puede producir lesiones semejantes en el tracto respiratorio superior del médico dentista.¹¹⁰ La liberación de vapores con olor a quemado de la vaporización del epitelio durante

el funcionamiento de este láser puede provocar tensión y dolor en el paciente; lo que obliga a operar con un poderoso extractor de aire.¹¹¹

En el reciente estudio de Amaral BFA¹¹², la cicatrización clínica en cirugía de hiperplasia fibrosa fue significativamente más rápida en el grupo de bisturí (a las 3 semanas) que en el grupo del láser de Diodo, aunque a las 5 semanas todas las lesiones habían cicatrizado completamente.

La re-epitelización de la herida quirúrgica puede condicionar la recurrencia de la lesión⁶², además de ser esencial para la interpretación de muestras obtenidas, ya sea después de biopsias incisionales o del tratamiento carcinoma de células escamosas orales (OSCC) (incluidos en protocolos de *follow-up*). Seoane et al.¹¹³ concluyeron que la re-epitelización ocurre de forma ligeramente más rápida cuando se usa un bisturí convencional en la incisión, aunque la misma se completa en dos semanas, independientemente del instrumento utilizado. También revelaron la existencia de hiperplasias pseudoepiteliomatosas en los grupos de láser de Diodo. Este descubrimiento compromete seriamente la adecuación de este láser como un Instrumento Quirúrgico adyuvante para la recogida de biopsias de tejidos blandos bucales, particularmente, cuando se trata de enfermedades preneoplásicas o neoplásicas epiteliales.

1.12 Láser KTP

El láser KTP (no muy utilizado actualmente en Medicina Dentaria), también denominado láser Nd:YAG de doble frecuencia, es un dispositivo en estado sólido, cuya longitud de onda se obtiene por reducción a la mitad de la radiación producida por un láser Nd:YAG (1064 nm), por medio de espejos de potasio (K), titanio (T) y fosfato (P). La radiación resultante es verde (longitud de onda, 532 nm) y tiene una mayor afinidad por la hemoglobina oxidada, si se compara con todos los otros láseres dentales. Por esta razón, el láser KTP puede trabajar usando poca energía y reduciendo los daños térmicos para alcanzar los tejidos.¹¹⁴ Al igual que el láser de Diodo, el láser KTP funciona en campo quirúrgico sin sangrado, con ventajas considerables en el tratamiento de muchas enfermedades clínicas, pudiendo funcionar tanto en modo continuo, como en modo pulsado.^{55, 102, 115}

1.13 Aplicaciones de los láseres en la cirugía oral de tejidos blandos

Actualmente, la cirugía oral con láser trae nuevas perspectivas para la gestión de diversas condiciones orales, ampliando abordajes terapéuticos y mejorando los resultados clínicos. Muchas veces, el tratamiento con láser se usa como alternativa o adyuvante de las técnicas tradicionales, debido a algunas de sus características, como la vaporización del tejido, la hemostasia y la esterilización.^{31, 116}

1.13.1 Lesiones hiperplásicas fibroepiteliales

Los tumores más frecuentes en la cavidad oral surgen en el epitelio oral escamoso estratificado. Estos son muy semejantes a los tumores del epitelio estratificado que ocurren en otras zonas y, por lo general, no suelen presentar problemas de diagnóstico. Las lesiones fibroepiteliales hiperplásicas son el edema semejante al tumor más común en la cavidad oral, estando muchas veces relacionadas con alguna fuente de traumatismo crónico (por ejemplo, mordida de mucosa bucal o de la lengua).

La mucosa de estas lesiones es regular, lisa, de color de rosa y, generalmente, no ulcerada, aunque hay traumatismos crónicos que pueden causar heridas. Clínicamente, las lesiones son masas indoloras de tejido fibroso que permanecen normalmente inalteradas durante años.^{33, 112, 117}

El patrón histológico de lesiones fibroepiteliales benignas consiste, frecuentemente, en tejido conjuntivo fibroso hiperplásico cubierto por epitelio hiperplásico y acantótico. Los fibroblastos son maduros y ampliamente extendidos en un colágeno denso, habitualmente en una distribución perivascular. El área de neoplasma, en contacto con la placa bacteriana gingival o resina de la prótesis, se encuentra usualmente inflamada y superficialmente infectada por *Candida albicans*.¹¹⁷

Epulis fissuratum es el crecimiento de un pseudotumor, localizado en los tejidos blandos del surco vestibular, causado por la irritación crónica de prótesis mal adaptadas, con diferentes grados de hipertrofia e hiperplasia. El tratamiento más utilizado es una escisión quirúrgica con reconstrucción apropiada de la prótesis.³³

Fisher y Frame¹¹⁸ sugirieron el tratamiento de *epulis fissuratum* con láser de CO₂ sin primera intención, visto que la cicatrización de segunda intención causó una escasa alteración del tejido y poca pérdida de profundidad vestibular.

Monteiro et al.⁶⁹ consiguieron 3 mm más de extensión en la profundidad del surco del maxilar en un tratamiento de *epulis fissuratum* con láser de CO₂, aumentando la retención de la prótesis.

Para Amaral MBT¹¹², la cirugía con láser de Diodo demostró ser eficaz en el tratamiento de la hiperplasia fibrosa, disminuyendo la duración de la cirugía y la necesidad de analgésicos, minimizando el sangrado y eliminando la necesidad de suturas. Además, los enfermos tienen tendencia a tolerar este procedimiento bastante bien. De esta forma, la cirugía con láser de Diodo demostró ser menos invasiva, en comparación con la cirugía con bisturí.

1.13.2 Mucocelo

El mucocelo, acumulación de moco, fenómeno de la glándula salival, es una lesión común de la cavidad oral. El tratamiento convencional del mucocelo es la escisión con la mucosa superior asociada y tejido glandular, hasta la capa muscular. Después de la escisión puede haber recurrencia ocasional, debido a que la cirugía puede dañar las glándulas salivares menores adyacentes, pero esta posibilidad es menos probable, si se retiran los acinos glandulares adyacentes.

Si simplemente se retira el mucocelo con incisión el contenido drenará, pero la lesión se formará nuevamente en cuanto la incisión cicatrice. El láser de CO₂ se ha usado en cirugía desde hace muchos años pero no se utiliza habitualmente en el tratamiento de mucocelo. De acuerdo con Huang IY.³⁴, el mucocelo en el labio inferior se puede tratar por escisión con bisturí, por electrocirugía, por criocirugía y por vaporización por láser de CO₂. Independientemente del método escogido, es importante que el procedimiento se extienda hasta la capa muscular. Romeo et al.²³ entienden la escisión quirúrgica como el único tratamiento para esta patología y consideraron útil la escisión con láser Er,Cr:YSGG, de Diodo y KTP en el manejo del mucocelo oral, donde el uso del láser no impidió el diagnóstico histológico. Huang et al.³⁴ probaron la eficacia del método de vaporización con láser y mostraron que

tiene algunas ventajas. Es una herramienta de corte preciso que causa daños mínimos en el tejido adyacente, especialmente en la capa muscular. La vaporización con láser de CO₂ del mucocelo del labio inferior es un método de tratamiento eficaz, adecuado para pacientes jóvenes y para aquellos pacientes que no toleren largas intervenciones. Aún así, se dudó de esta técnica, ya que no permite el examen histológico de la lesión.

1.13.3 Granuloma piogénico

El granuloma piogénico es una lesión no neoplásica benigna mucocutánea. Es una lesión hiperplásica inflamatoria.⁹⁸ El término engaña, porque la lesión no contiene pus ni es granulomatosa y, muchas veces, es bastante propensa a hemorragias. La zona intraoral más común es la encía marginal.¹¹⁹⁻¹²¹ La literatura sugiere muchos factores que podrían ser la razón del origen de la granuloma piogénico, como trauma, oncogenes virales, infección, influencias hormonales, mala higiene oral, restauraciones defectuosas y raíces residuales, aunque lo cierto es que se desconoce la razón exacta. En algunos casos, la escisión quirúrgica y la eliminación de la causa subyacente es el método preferido de tratamiento, ya que es solo una lesión benigna. Para extirpar esta lesión se utilizan el bisturí, la criocirugía y el láser. Actualmente, láseres diferentes, con parámetros adecuados, se utilizan en la cirugía de granuloma piogénico, que incluyen el CO₂, Nd:YAG, Diodo y la familia de láseres Er, entre otros. En comparación con el bisturí y la criocirugía, este es un método menos invasivo y con menos riesgo de infección.⁹⁸

Kocaman et al.¹²⁰ afirmaron que la irradiación con láser de CO₂ y Nd:YAG tiene buenos resultados en tratamientos quirúrgicos.^{120, 122} El láser de Diodo ha mostrado excelentes resultados en granulomas piogénicos cutáneos, con complicaciones mínimas, a nivel de la pigmentación y complicaciones texturales.^{119, 121}

Para Fekrazad et al.,⁹⁸ debido a la proximidad de la lesión con el tejido dentario duro, el láser Er:YAG parece ser el más apropiado, aunque, teniendo en cuenta la recurrencia de la lesión, se verifica que el tipo de láser utilizado no tiene efecto y, además, la recurrencia no depende de la longitud de onda del láser, siendo afectada exclusivamente por la técnica quirúrgica.

1.13.4 Fibroma osificante periférico

El fibroma osificante periférico (FOP) es un aumento no neoplásico, en la papila interdental y en la parte anterior del maxilar, observado con más frecuencia en el sexo femenino.

Iyer et al.¹²³ describieron, recientemente, un proceso de escisión con buenos resultados del láser de FOP con pequeña hemorragia intraoperatoria, poco dolor postoperatorio y sin sutura, con excelente cura al final de una semana, sugiriendo así que, la escisión con láser, era una de las mejores opciones para el manejo de la FOP.

Chugh, S.¹²⁴ informó de 2 casos de escisión con láser (Nd:YAG) que mostraron ausencia de recurrencia, en un período de 1 año, lo que sugirió que este láser sería una opción prometedora para el tratamiento de este tipo de lesión.

1.13.5 Frenectomía

La frenectomía es un procedimiento quirúrgico que visa eliminar el tejido interdental excesivo y reducir la tensión de los tejidos en la encía marginal. El procedimiento puede realizarse con un bisturí (método convencional), un bisturí eléctrico o con cirugía con láser.³¹

En estos últimos años, la introducción de láseres quirúrgicos implicó nuevos tratamientos alternativos. Los láseres, en comparación con los tratamientos más convencionales, ofrecen nuevas perspectivas debido a sus características diferenciadoras.

Los láseres más utilizados para realizar frenectomías han sido el de CO₂, el Er:YAG y Er, Cr:YSGG, gracias a sus características. En el estudio comparativo de frenectomía labial superior de Pie-Sánchez et al.,³⁹ el láser de Er, Cr:YSGG alcanzó una cicatrización más rápida que el láser de CO₂ (2 y 3 semanas, respectivamente).

Ambos, el láser Diodo¹⁰⁴ y el láser Nd:YAG¹²⁵, también se usan para la cirugía oral de los tejidos blandos, incluyendo la frenectomía, aunque producen un mayor efecto térmico sobre los tejidos adyacentes. Ya que el láser Nd:YAG se caracteriza por disipar la energía térmica de forma significativa y que el periosteo y el hueso maxilar se encuentran en contacto estrecho con la mucosa gingival papilar, la escisión en la frenectomía es más difícil en esta región papilar con Nd:YAG. Curiosamente, Kara C.¹²⁶ encontró una disminución significativa del miedo expresado

por los pacientes, cuando las frenectomías eran realizadas con un láser Nd:YAG, en contraposición a la cirugía convencional.

Para evitar la necrosis local, el rayo láser no debe tocar el periosteo ni ninguna estructura ósea.³¹ Tampoco se recomienda la utilización de técnicas láser para realizar frenectomías en pacientes con labio corto o cuando se necesita profundizar en el surco vestibular, siendo preferible, en dichos casos, la Z-plastia con bisturí.¹²⁷

Se debe tener sumo cuidado para evitar el daño nosopalatino en el haz neuro-vascular durante irradiación láser. Además, debido al riesgo de daños térmicos, se debe evitar el contacto con el hueso maxilar cuando se usa el láser de CO₂, así como tener en cuenta que las fibras musculares son más espesas en la zona vestibular, por lo que no es aconsejable ir más allá de los límites del área de inserción del frenillo, durante la irradiación.³⁹

1.13.6 Gingivectomía

Los aumentos gingivales son bastante comunes, pudiendo ser inflamatorios, no inflamatorios o una combinación de ambos. La fibromatosis gingival idiopática es una hipertrofia benigna y lentamente progresiva que afecta la encía marginal, la encía insertada y la papila interdental y puede ser congénita o hereditaria. Aunque el mecanismo genético todavía no se conozca bien, la mayoría de los investigadores que la han estudiado atribuyen sus causas a factores hereditarios. Algunas de las alternativas para eliminar el tejido gingival incluyen el uso del bisturí, electrocirugía y/o láseres. El sangrado es la principal desventaja del abordaje quirúrgico tradicional con el uso de una lámina de bisturí.^{106, 128}

La electrocirugía, al proporcionar una hemostasia adecuada, ha sido utilizada como método alternativo para realizar escisiones en el tejido gingival, siendo, por tanto, preferida por muchos médicos dentistas. No obstante, las altas temperaturas alcanzadas con esta técnica pueden generar un daño irreversible en la cresta alveolar. La herida del láser en el tejido blando posee características únicas que no se encuentran en ninguna otra herida quirúrgica.¹²⁸

Los resultados de Gontiya G.¹²⁸ en gingivectomías a pacientes pediátricos, usando el láser Diodo, demostraron que éste se reveló un sustituto indoloro con ausencia de sangrado, en comparación con pro-

cedimientos quirúrgicos llevados a cabo con bisturí. También redujo la percepción del miedo y de la ansiedad en el paciente, favoreciendo así una actitud más positiva hacia el tratamiento dental. Los láseres disminuyeron igualmente el uso de anestesia local, sutura, curativo periodontal y medicamentos postoperatorios. Además, el tiempo efectivo que los pacientes tenían que permanecer sentados era menor, mostrando, de esta manera, un comportamiento más cooperante.

1.13.7 Pigmentaciones

La pigmentación oral se da en todas las razas humanas, siendo la encía el lugar intraoral pigmentado más frecuentemente. La pigmentación de la melanina de la encía es completamente benigna y no representa un problema médico, sin embargo, las quejas sobre “encías negras” son comunes y la despigmentación se realiza generalmente por razones estéticas.^{48, 129}

En el estudio de Grover HS.¹²⁹ no se encontraron diferencias estadísticas significativas en términos de eficiencia y repigmentación, en el uso de técnicas de láser y de bisturí, Los resultados indicaron que, tanto el bisturí como el láser, se mostraron eficientes para la despigmentación de la encía y no hubo complicaciones postoperatorias en ninguno de los procedimientos, cicatrizando sin inconvenientes. Así, la elección de una u otra técnica dependerá principalmente del biotipo gingival y del grado de pigmentación. Al respecto, Soliman et al.⁴⁸ declararon que el uso del láser en tejidos blandos era un medio fiable para la eliminación de lesiones melanóticas de la encía o mucosa oral, además de ser bien tolerado por los pacientes.

En un tratamiento de pigmentación melanótica asociada al Síndrome Laugier-Hunziker, Ergun et al.¹³⁰ escogieron el láser Er:YAG, ya que los tejidos orales lo absorben en gran medida superficialmente, sin que exista riesgo para las estructuras subyacentes. Aunque el procedimiento requirió anestesia, cuando la pulverización de agua había sido desconectada, los efectos térmicos del láser Er:YAG fueron mínimos y la cicatrización no fue más demorada, manteniendo la hemostasia durante la operación. Este procedimiento puede ser difícil, o incluso imposible de realizar con bisturí, mientras que el láser Er:YAG se revela como un procedimiento fácil para usuarios con experiencia. Doce

meses después de la intervención se verificó la existencia de lesiones, la cual puede estar relacionada con la extirpación superficial de los tejidos con Er:YAG, aunque en un primer momento la misma se definiese como segura y ventajosa.

La ventaja de la utilización del Er:YAG es que permite visualizar áreas pigmentadas fácilmente, sin embargo, conlleva la desventaja de no permitir visualizar con claridad las áreas clínicamente. Para que la recuperación a largo plazo sea exitosa se sugirieron otras herramientas quirúrgicas u otro láser con otra opción de longitud de onda, para así interaccionar con el contenido del pigmento más profundo de las lesiones.

1.13.8 Lesiones vasculares orales benignas

El HEM (hemangioma infantil) y la VM (malformación vascular), en la cavidad oral, pueden perturbar funciones y estética, teniendo como consecuencias limitaciones en la respiración, alimentación, deglución y habla, lo que requiere un tratamiento inmediato. La úlcera, sangrado e infecciones secundarias son complicaciones de la VM que también requieren un tratamiento inmediato.¹¹⁶

Algunos tratamientos recientes describen posibles estrategias para el manejo de lesiones vasculares benignas, incluyendo la cirugía, corticoides sistémicos, interferón alfa, embolización, radiación, láser, crioterapia y escleroterapia.¹³¹ Los corticoides sistémicos y el interferón alfa se usan para grandes lesiones de hemangioma en la infancia, mientras que la embolización se utiliza para malformaciones vasculares grandes. Por otro lado, las pequeñas lesiones son normalmente tratadas con medidas locales, como cirugía, terapia corticoide intralesional, crioterapia, escleroterapia y láser PHC (fotocoagulación con láser). El tratamiento con láser puede ser llevado a cabo con diferentes aparatos, incluyendo semiconductores, láseres CO₂, KTP, y Nd:YAG. De estos, el láser Nd:YAG parece tener mejores propiedades para el NCPC (fotocoagulación sin contacto con láser), en concreto, penetra más profundamente y absorbe mejor la hemoglobina, lo que lleva a una reacción térmica que causa apoptosis endotelial.²⁹

Aunque los resultados del tratamiento con láser son bastante pre-visibles, también presentan algunas limitaciones.

El fotocoagulación sin contacto con láser se ha mostrado bastante eficaz en el tratamiento de lesiones vasculares superficiales, tal y como se puede observar en diferentes estudios publicados.²⁹ Por otro lado, las lesiones más profundas provocan una mayor absorción de la energía en el tejido circundante, lo que resulta en una penetración insuficiente del haz del láser; sin embargo, un aumento de potencia o frecuencia podría provocar un daño severo de la piel o de la mucosa y subsecuentes cicatrices indeseadas. Además, se pueden dañar nervios durante el PHC de forma irreversible. Por esta razón, la criocirugía se puede considerar una alternativa, cuando la lesión es adyacente a la rama del nervio.¹³¹

1.13.9 Lique plano oral

El liquen plano de la cavidad oral es una enfermedad mucocutánea crónica de etiología desconocida, en la que las células T del sistema inmunitario se acumulan en la epidermis de la mucosa oral, debido a un aumento de la tasa de diferenciación en el epitelio estratificado escamoso, provocando hiperqueratosis, con o sin ulceración. Se han utilizado muchos tratamientos para su resolución, siendo la mayoría de ellos conservadores en relación al uso de fármacos sistémicos o tópicos que puedan exacerbar el dolor o el ardor tras los mismos.

Van der Hem et al.⁸⁴ usaron el láser de CO₂ en 21 pacientes, tras el tratamiento, con esteroides. Antes de la cirugía, estos pacientes habían expresado tener una sensación de ardor indolora. El tratamiento con láser retiró la lesión, dejando un margen de seguridad de 2 mm alrededor la misma y, en la consulta siguiente, los pacientes no refirieron dolor. En el estudio de Magalhaes-Junior et al.¹³², en la consulta de seguimiento del primer año, no se registró recurrencia y la sensación de dolor y ardor había desaparecido.

1.13.10 Lesiones potencialmente malignas

Aunque el diagnóstico del carcinoma invasivo de células escamosas sea generalmente simple, el diagnóstico histológico de lesiones pre-malignas orales puede presentar algunos problemas. La displasia epitelial oral es una condición pre-maligna relativamente común que afecta alrededor del 2-2,5% de la población y se define como una lesión pre-cancerosa del epitelio escamoso estratificado, el cual se caracteriza por atipia

celular, pérdida de maduración normal y estratificación corta del carcinoma *in situ*. El grado de la displasia depende de la extensión del envolvimiento de las capas epiteliales por las alteraciones displásicas. La displasia oral solo se puede diagnosticar histológicamente y este proceso puede ser subjetivo y propenso a una basta gama de interpretaciones.¹³³

Leucoplasia oral

La leucoplasia oral es una mancha blanquecina o placa que no se puede caracterizar, clínica o patológicamente, como otra enfermedad y que no está asociada a ninguna causa física o química, excepto al tabaco.⁶³ La transformación maligna de la enfermedad varía desde un valor tan bajo como el 4% a uno tan elevado como el 20%.¹³⁴

Una amplia revisión de la literatura revela que no hay consenso sobre el manejo de lesiones premalignas. Los abordajes aceptados actualmente incluyen el seguimiento, tratamiento no quirúrgico, crioterapia, vaporización del láser y escisión quirúrgica. La leucoplasia y otras lesiones de la cavidad oral, como la displasia de las mucosas y los carcinomas generalmente se tratan con láser o escisión quirúrgica con bisturí.¹³⁴

López-Jornet et al.¹³⁵ compararon el dolor y el edema tras extirpar leucoplasia oral con láser de CO₂ y con bisturí y descubrieron que el láser CO₂ causaba un dolor y edema mínimos, sugiriendo así, que puede ser un método alternativo a la cirugía convencional en el tratamiento de pacientes con esta enfermedad.

Ya que la utilización del bisturí puede afectar grandes áreas desnudas de la mucosa causando alteraciones desfavorables, cicatrices y disfunciones, como secuelas secundarias quirúrgicas, se ha sugerido la utilización de láseres de CO₂, Nd:YAG y KTP para la vaporización o escisión de leucoplasias orales.⁶²

La principal desventaja de la evaporación con láser de leucoplasia oral es el hecho de que, posteriormente, no se puede realizar un estudio histológico de la lesión, razón por la que se debe obtener una biopsia preoperatoria incisional, en todos los casos.¹³⁵

Seoane et al.⁶² concluyeron que la irradiación con láser de Er, Cr:YSGG induce una cantidad mínima de artefactos térmicos en los márgenes quirúrgicos de leucoplasias orales, evitando interferencias de diagnóstico con fronteras displásicas reales, cuando se estudian lesiones potencialmente malignas.

Sin embargo, la vaporización, al contrario de la escisión, generalmente se realiza para el tratamiento de lesiones benignas o pre-malignas. El láser se utiliza de forma desenfocada en la superficie de la lesión para vaporizar y, también, para obtener hemostasia. El tamaño del diámetro del punto y la densidad de potencia se pueden ajustar al desenfocar el haz.

Cuando las circunstancias lo permiten, es mejor evitar el contacto directo del láser con el hueso cortical y los dientes. El impacto del láser sobre el tejido gingival provoca una vaporización instantánea del fluido intracelular, provocando la desintegración de la estructura celular. La escisión quirúrgica con bisturí de una lesión requiere la extirpación de la espesura total de la mucosa, seguida de cauterización, la cual provoca más daños en los tejidos que el láser de CO₂.⁶³

En 2015, Corso et al.⁴⁴ realizaron un estudio en el que por primera vez comparaban dos técnicas quirúrgicas con láser para el tratamiento de leucoplasia: la vaporización por láser y la escisión por láser; mostrando que no existían diferencias significativas entre el uso de una y otra técnica. No obstante, en términos de recurrencia, la escisión por láser de CO₂ parece ser la mejor elección para el tratamiento de leucoplasias orales con cualquier grado de displasia de tipo no homogénea. Este estudio también sugiere el uso del Nd:YAG para la vaporización de leucoplasias orales sin displasia homogéneas en zonas anatómicas amplias, donde la escisión puede causar malestar al paciente.

Das S et al.¹³⁴ encontraron, recientemente, que el láser Nd:YAG en baja potencia se mostraba como una modalidad de tratamiento eficaz para el manejo de leucoplasias displásicas leves y moderadas, produciendo menos dolor y malestar. El estudio también mostró una disminución del tiempo de cicatrización, en relación al descrito en otros estudios previos. En cuatro semanas, la cicatrización de las heridas fue completa, el dolor postoperatorio mínimo y no se registraron infecciones. La potencia, en una gama baja de valores, causó disminución del dolor tras una semana de postoperatorio, pero las lesiones con mayores dimensiones y márgenes poco definidos podían recidivar. El objetivo del estudio fue, principalmente, disminuir el edema y el dolor postoperatorio, gracias a la mayor capacidad de penetración del láser Nd:YAG, en comparación con el láser de CO₂. Dicha propiedad juega un papel importante en la prevención de cancerización de campo.

La función preservada de los tejidos orales y la posibilidad de repetir el tratamiento en áreas previamente tratadas, sin la necesidad de revestir o injertar la piel, junto con la excelente cicatrización, por segunda intención, han convertido la terapia de intervención con láser de CO₂ en una herramienta muy utilizada, por tratarse de una herramienta eficaz y fiable, aunque su uso para el tratamiento de lesiones pre-cancerosas se mantenga todavía en tela de juicio. Por tanto, el uso de unas u otras opciones en la práctica clínica dependerá de la preferencia y de la experiencia individual de cada profesional.⁷⁴

Las complicaciones tras la operación, generalmente, se traducen en dificultades locales y se definen como eventos indeseables que hacen que la recuperación postoperatoria sea más difícil de lo esperado. Aunque se han descrito una gran cantidad de beneficios de la cirugía con láser, existe poca información sobre las complicaciones que pueden surgir tras este tipo de tratamiento, si bien se asume que la incidencia es menor que con la cirugía convencional.^{74, 136}

Las complicaciones postoperatorias más comunes observadas por Goodson et al.⁷⁴ fueron las siguientes: dolor durante más de dos semanas, sangrado, dificultades en el habla, parestesia del nervio lingual, dificultad en tragar, edema obstructivo de la glándula submandibular y lengua anclada. En general, el 78% de los pacientes tuvieron una o más complicaciones.

1.13.11 Lesiones Neoplásicas

O carcinoma verrugoso es una forma de crecimiento lento, sin la metástasis de carcinoma de células escamosas que afecta, más frecuentemente, a la mucosa oral; aunque otras zonas, como la laringe, el esófago, las fosas nasales, la piel y los órganos genitales, también pueden estar relacionadas. El tratamiento de carcinoma verrugoso, generalmente, consiste en escisión, criocirugía, quimioterapia o combinaciones de las mismas. La escisión puede causar una gran cicatriz. Así, la cirugía puede revelarse poco útil para lesiones extensas y la quimioterapia presenta muchos efectos adversos.¹³⁷

Aunque el láser de CO₂ se usa en diferentes lesiones orales, esta técnica no ha sido muy utilizada en el tratamiento de pacientes con carcinoma verrugoso. Azevedo et al.⁶¹ describieron 2 casos de carcinoma

verrugoso en los que se trató al paciente con el láser de CO₂ con éxito. Tal y como se ha expresado anteriormente, el carcinoma verrugoso, con frecuencia, se manifiesta como una gran lesión que puede causar dificultades en términos de tratamiento quirúrgico. El láser de CO₂ trató de forma eficaz ambas lesiones y mantuvo bajo control el sangrado, durante el procedimiento quirúrgico. La recuperación fue satisfactoria en los dos pacientes y no se describieron complicaciones como infecciones o edemas. El proceso de cicatrización duró de 6 a 8 semanas y terminó sin cicatriz y sin forma o función alterada de la lengua.

El labio es la zona más común de cáncer en la cavidad oral, siendo tratado principalmente con radioterapia y cirugía. La modalidad que se escoja de tratamiento para el carcinoma del labio no solo debe curar la lesión, sino también considerar criterios funcionales y cosméticos. El uso del láser como tratamiento del carcinoma del labio genera controversia, aunque haya obtenido buenos resultados cosméticos.

Los resultados descritos por Singh et al.¹³⁸ apoyan el uso del láser Nd:YAG para el tratamiento del carcinoma escamoso del labio en estadio I, de acuerdo con los principios de cirugía invasiva y mórbida mínima. Sin embargo, existe un gran prejuicio en relación a la utilización del láser Nd:YAG en la cavidad oral, debido a que la literatura médica define el láser de CO₂ como la mejor opción para las lesiones malignas y pre-malignas de la cavidad oral.

Debido a que tiene un mayor potencial para penetrar profundamente y esparcir, periféricamente, radiación que puede producir cambios parciales en el tejido circundante, hay quien considere que el láser Nd: YAG causa más dolor y edema.¹³⁹ Su poder de penetración puede causar daños en los nervios por coagulación por calor y su uso prolongado en la cavidad oral puede transgredir los límites de la articulación temporomandibular, existiendo mayor riesgo de estenosis de los ósteos de la glándula salivar.

Un estudio realizado por Laptev¹⁴⁰ sobre el uso do láser de CO₂ como tratamiento del cáncer de labio, mucosa de la lengua y el fondo de la cavidad oral, encontró que los mejores resultados se obtuvieron en pacientes con la enfermedad en fase T1 N0 M0 – T2 N0 M0, con una tasa de sobrevida de 5 años del 43,3-58,5%.

1.13.12 Biopsias

La biopsia es un procedimiento de diagnóstico que consiste en retirar un fragmento de tejido para realizarle un examen histológico y, por lo tanto, poder obtener un diagnóstico seguro que puede o no confirmar el diagnóstico clínico que se sospechaba.¹⁴¹

Los procedimientos quirúrgicos clásicos, utilizando el láser incluyen, no sólo los que requieren la ablación de tejido con la carbonización y vaporización, tales como frenectomías y gingivectomías, sino también aquellos que exigen la extirpación total de la lesión, como la escisión de lesiones exofíticas o lesiones planas de tamaño limitado. En estos casos, es obligatorio hacer un examen histológico para diagnosticar si son benignas.³²

Las biopsias se pueden clasificar según el material que utilizan, el momento clínico, el local de lesión y la técnica utilizada y pueden distinguirse generalmente en dos tipos:

- La biopsia incisional envuelve la extirpación de una porción representativa de la lesión y de una porción de tejido saludable adyacente.
- La biopsia excisional consiste en la extirpación de toda la lesión, permitiendo, al mismo tiempo, la realización de un procedimiento de diagnóstico y terapéutico.

La biopsia está generalmente indicada para:

- Reconocer patologías neoplásicas, preneoplásicas y otras de los tejidos blandos;
- Identificar el origen de las úlceras que no cicatrizan en dos semanas;
- Definir la naturaleza de las lesiones que no mejoran tras terapia;
- Extirpación de lesiones de las dimensiones correctas y verificación de su naturaleza.¹⁴²

Existen innumerables opciones para la realización de intervenciones en los tejidos orales y para coleccionar biopsias de la mucosa para cirujanos dentistas y/o maxilofaciales orales: electrocirugía, técnicas con alta frecuencia, radiocirugía, piezocirugía y láseres con diferentes longitudes de onda.^{117, 143}

Un espécimen de biopsia oral se puede ver afectado por aplastamiento, fulguración, inyección o fijación inadecuada y congelamien-

to.¹⁴³ La selección de Instrumentos Quirúrgicos y técnica para evitar estos acontecimientos levanta alguna controversia.

Actualmente, para realizar biopsias orales se usan frecuentemente dos herramientas diferentes: el bisturí y el láser. El bisturí permite obtener un fragmento de tejido, caracterizado por la presencia de márgenes peri-incisionales bien definidos, sin provocar alteraciones estructurales. No obstante, esta cirugía requiere siempre de anestesia y de sutura y se da sangrado en el campo operatorio. Los dispositivos láser que más se utilizan en cirugía de tejidos blandos de la cavidad oral son el Diodo (600-980 nm), el KTP (532 nm), el CO₂ (10600 nm), el Nd:YAG (1064 nm) y el Er:YAG (2940 nm).¹⁴²

El uso de láseres en procedimientos de biopsia oral tiene muchas ventajas, tanto para la cirugía, como para la comodidad del paciente, aunque puede causar cambios en la estructura celular del tejido. De hecho, la irradiación con láser puede crear daños térmicos periféricos que a su vez pueden interferir con el diagnóstico histológico, produciendo problemas en la evaluación de las lesiones displásicas o neoplásicas infiltrativas, en las que las capas celulares periféricas son muy importantes para la evaluación de su potencial de infiltración. En los tejidos irradiados se producen siempre daños térmicos, debido a los efectos fototérmicos. En el punto de incidencia de un haz de láser se da siempre un aumento de temperatura que asciende a más de 100° C con vaporización del tejido y alrededor de esta área llega a más de 50° C. Así, la reducción del daño periférico en Patología Oral es fundamental.⁵⁴ La membrana basal y el estroma de tejido conjuntivo son las principales barreras de la migración de células tumorales. Cuando se quiebran estas barreras, las células cancerígenas pueden diseminarse a la circulación, aumentando de esta forma el riesgo de metástasis. Cerca de la mitad de los animales a los que se les realizaron biopsias incisionales recogidas para el diagnóstico de un carcinoma primario, desarrollaron diseminación metastásica para los nódulos linfáticos. Las metástasis cervicales en etapa I o II de carcinoma de células escamosas de la cavidad oral se dan con más frecuencia, cuando el diagnóstico se hace a partir de muestras de biopsias recogidas de la incisión, de la misma forma que se han identificado células cancerosas circulantes en la sangre periférica de pacientes con enfermedad en etapa III, 15 minutos después de haber-

les realizado una biopsia convencional. En cualquier momento, el número de células cancerígenas en circulación parece depender, no sólo del desplazamiento de las células de tumor primario, sino también de la accesibilidad de estas a los canales vasculares y de las tasas en que estos son retirados de la circulación.¹⁴⁴ En algunos estudios, la irradiación con los láseres de CO₂ y Er, Cr:YSGG indujeron un efecto térmico que resultó en la hialinización de un área al lado de la incisión, que además selló los vasos de la herida.^{32, 53}

1.14 Interacción tejido/láser

Los láseres utilizados en Medicina Dental emiten en pulsos que tienen una duración de microsegundos, motivo por el que son eficaces en el tejido, debido al llamado “efecto fototérmico”. Dicho efecto consiste en la transformación de la luz en calor, teniendo como consecuencia la capacidad ablativa.¹⁴⁵ Los diferentes efectos obtenidos al elevar la temperatura de durante el uso del láser en los tejidos blandos son: 1. Coagulación y hemostasis; 2. Esterilización de los tejidos; 3. Sellado de los tejidos; 4. Incisión y escisión; 5. Ablación y vaporización.¹⁴⁶ Los láseres en funcionamiento calientan los tejidos, causando un aumento de temperatura de más de 100 grados en el punto de incidencia, lo que permite la vaporización del tejido. Los tejidos circundantes pueden también tener un aumento de temperatura, por lo que pueden ser reversible o irreversiblemente dañados. Si el aumento térmico es superior a 50°C, crea un área de necrosis de coagulación, cuya extensión se encuentra estrechamente relacionada con las características del láser. En las zonas más externas, el aumento térmico es reversible, ya que es inferior a 50°C. Por añadidura, el examen histológico se relaciona con la integridad de los márgenes peri-incisionales, lo que es un requisito indispensable para un instrumento utilizado en biopsias.¹⁰² Toda la controversia, relacionada con la adecuación de los láseres en biopsias orales, se enfoca en la extensión y en la reducción del área de calentamiento a > 50°C, cuyo control se basa en una modulación correcta de los parámetros del láser.⁵⁷

En un estudio de Vescovi et al.¹⁴⁷ sobre el aumento térmico en la

mucosa oral y maxilar durante diferentes aplicaciones del láser Nd:YAG, se encontró relación con un aumento térmico, incluso a bajas energías, tanto en la superficie como en el hueso, que además fue directamente proporcional a la potencia del láser. Detectaron que el aumento de la temperatura a alta potencia es mayor y mucho más rápido alrededor de la mucosa que en el hueso, sin embargo, el calor se disipa rápidamente durante el tiempo de descanso; mientras que, en el hueso, el aumento de la temperatura es lento, aunque progresivo y el calor se acumula durante más tiempo para, posteriormente, disiparse poco a poco. Esto es, la disminución de la temperatura, durante el periodo de tiempo de reposo, es menor en el hueso que en la mucosa. Las aplicaciones de láser desenfocado para actividades de bioestimulación y bactericidas se pueden considerar biológicamente compatibles y sin riesgo de necrosis del maxilar y la mucosa. Por otro lado, siempre es obligatorio evitar la aplicación prolongada del láser y asegurar un tiempo de descanso razonable (por lo menos de 1 minuto) para que el calor tenga tiempo de disiparse. Este estudio confirma que, al usar altas energías, también se debe usar un sistema de refrigeración para reducir el aumento térmico. El equilibrio, entre el riesgo de efectos colaterales irreversibles y la eficacia de aplicaciones del láser, se relaciona directamente con una cuidada selección de los parámetros del mismo y con una evaluación precisa de las estructuras anatómicas.

La interacción de la energía láser con el tejido diana está principalmente determinada por dos factores que no dependen del operador: la longitud de onda específica del láser y las propiedades ópticas del tejido diana. La potencia, la energía, la tasa de repetición del pulso, la duración del pulso y el modo de emisión al tejido los dicta el clínico. La combinación de estos factores hace posible el control de la respuesta para la aplicación clínica, especialmente para biopsias orales.¹⁴⁶ El aumento de temperatura puede ser diferente a distintos niveles, superficial y profundo y, en ambos tejidos, extirpados o remanentes. Con el objetivo de evitar estos problemas, se han desarrollado varios sistemas, tales como el modo pulsado y el súper pulsado, la asociación de un spray de aire y de agua y la reducción de energía.⁵

La utilización de un sistema de enfriamiento con un spray de aire y/o agua, como se ha descrito en la literatura⁵⁵, podría reducir significa-

tivamente la transferencia de calor a los tejidos. Cercadillo-Ibarguren et al.³² obtuvieron preparaciones histológicas de lengua de cerdo con áreas limitadas de tejido desnaturalizado por los láseres utilizados con spray aire/agua y extensiones de daños térmicos similares al grupo de CO₂, cuando fue utilizado sin spray de aire/agua. Estas consideraciones pueden influenciar el concepto quirúrgico de tratamiento, lo que sugiere el uso de modos pulsados o un movimiento quirúrgico más rápido, con el fin de que el tejido tenga tiempo de relajarse; así, procedimientos operacionales precisos pueden reducir daños térmicos. Merigo et al.⁵⁵ en un estudio con cámara térmica para evaluar el aumento de temperatura, encontraron el mayor aumento superficial con láser súper pulsado de CO₂ a 5W, mientras que el más bajo fue en el Er:YAG. El mayor aumento en la profundidad térmica fue encontrado en el láser Diodo a 5W y el menor en el Er:YAG. De acuerdo con los datos publicados^{32, 55}, estos autores concluyeron que cuanto mayor era la configuración de energía, más rápido y fácil era hacer la incisión. Así, con una mayor realización de parámetros del láser, mayor es su acción de ablación, reduciendo de esta manera el tiempo de escisión.

Un concepto básico de la interacción láser-tejido, que es importante comprender, es la afinidad entre la longitud de onda y las moléculas biológicas específicas. Cada longitud de onda tiene uno o más picos de afinidad con los componentes del tejido, como el agua, la hemoglobina o la melanina.¹⁴⁵ El láser de CO₂, por ejemplo, emite una longitud de onda en el espectro infrarrojo que utiliza el agua como cromóforo diana y el láser Nd:YAG penetra hasta 5-6 mm, siendo absorbido de forma selectiva por la hemoglobina y poco absorbido por el agua, penetrando en el tejido más en profundidad.²⁹ Dentro de los mecanismos para reducir la lesión térmica lateral, se puede incluir la reducción de la duración del pulso, la optimización de la tasa de repetición, la reducción del tamaño del punto, los micromanipuladores Microspot y el disparo de haz controlado por ordenador. El láser de CO₂ de pulso corto parece causar menor daño térmico que el láser de CO₂ de onda continua.⁵⁹

Histopatológicamente, se han descrito diferentes zonas de daño térmico con diferentes modos de láseres.¹⁴⁸ Esto se ha probado en modelos animales y se ha verificado que disminuyen el tiempo de cicatrización de incisiones en la mucosa oral canina y piel de ratas.^{149,150}

La cicatrización de heridas en los modelos animales con el láser de CO₂ de pulso corto se aproximó bastante a la de las heridas realizadas con bisturí. Sin embargo, todavía existe controversia sobre si también esto ocurre bajo condiciones clínicas. Un estudio piloto que comparó los efectos del láser de CO₂ usando un láser en modo pulsado (PW) y los de este mismo láser en onda continua (CW) en biopsias escisionales de hiperplasias fibrosas, no demostró diferencias significativas en los resultados.⁴⁰ Para Suter et al.⁴⁰, la extensión de la zona de los daños térmicos no se vio influenciada por el modo del láser utilizado (modo CW o PW). Esto sugiere que los dos métodos son igualmente válidos para biopsias intraorales que exigen una subsecuente evaluación histopatológica. Así, se recomienda una frontera de seguridad de, por lo menos 1 mm, independientemente del modo de láser utilizado.⁶⁰

1.15 Artefactos térmicos citológicos

El uso de los láseres para conseguir el diagnóstico de muestras de biopsia, está comprometido por los artefactos citológicos térmicos, incluyendo la vacuolización de la capa superficial y despegamiento de la queratina, degeneración de las células basales y separación de las mismas de la lámina propia. Los márgenes tratados con láser también estimulan atipia celular (hipercromatismo, pleomorfismo y alargamiento de los núcleos y degeneración vacuolar).^{53, 146} Los láseres de CO₂ generan estos daños, principalmente en las capas basal y suprabasal.^{37, 53, 56}

Merigo et al.⁵⁵ observaron alteraciones epiteliales a nivel nuclear y citoplasmático, fusión y homogeneización del colágeno del tejido conjuntivo y alteraciones vasculares en todos los láseres puestos a prueba (CO₂, Diodo, Nd:YAG, Er:YAG y KTP) y pérdida de adherencia solo en las muestras extirpadas con láser Nd:YAG. Cercadillo-Ibarguren et al.³² encontraron hipercromatismo celular y vacuolización intracelular con alteraciones estructurales de las células en diferentes grados de extensión con los láseres Diodo, Er,Cr:YSGG y CO₂. Romeo et al.¹⁴⁶ también encontraron daños periféricos de por lo menos 1 mm de extensión en las muestras del láser Diodo de 808 nm y del láser Er,Cr:YSGG a alta potencia. Un efecto térmico más profundo se observó con el láser

Nd:YAG, mostrando un extenso despegue del epitelio. Zaffe et al.⁶⁶ investigaron las alteraciones morfológicas, histoquímicas e inmunocitoquímicas de la mucosa oral tras irradiar con láser CO₂ o ER:YAG. La mayoría de las alteraciones morfológicas se dio en los bordes de las biopsias obtenidas tras cirugía con láser de CO₂. La mayoría de estas biopsias, y casi todas las obtenidas tras el uso del láser Er:YAG, no demostraron alteraciones relevantes en su morfología. En los márgenes de las biopsias obtenidas tras el uso del láser de CO₂, se detectó una pequeña cantidad de vesículas epiteliales y fisuras y erosiones de la lámina epitelial. También aparecieron algunas células, particularmente, hinchadas con un halo perinuclear claro en el interior de las capas epiteliales (edema intracelular). En ocasiones, las células epiteliales planas revelaron un núcleo desprovisto de nucléolo (por lo tanto, innato) y muy alargado (forma de pelo).

En la actualidad, existen pocos estudios que analicen sistemáticamente atipias celulares o cambios estructurales en el epitelio oral, así como su asociación a diferentes láseres y potencias.

A menudo, se encuentran algunas características de la displasia epitelial en el epitelio adyacente de los carcinomas orales y la presencia de dicha displasia epitelial, que puede variar de leve a moderada, en los márgenes de carcinoma de las células escamosas orales extirpados quirúrgicamente, acarrea un riesgo significativo de reincidencia. Aunque se realice un examen patológico de los márgenes, siempre existe la posibilidad de extirpación incompleta. El escaso conocimiento sobre estos artefactos puede provocar un tratamiento excesivo y una terapia errónea.⁵³

Las variables histológicas que es necesario tener en cuenta desde los bordes de los márgenes de la incisión, hasta una profundidad de 1,000 μ m del espécimen bajo evaluación, según los criterios establecidos por Vescovi et al. en 2010¹¹⁷, se encuentran recogidas en la Tabla 3.

Tabla 3 Alteraciones Tisulares histológicas provocadas por la radiación láser en mucosa oral

	<ul style="list-style-type: none"> · Alteraciones Nucleares 	<ul style="list-style-type: none"> · Núcleos picnóticos · Núcleos fusiformes · Núcleos hiper cromáticas
Modificaciones epiteliales	<ul style="list-style-type: none"> · Alteraciones de la membrana celular y citoplasmáticas 	<ul style="list-style-type: none"> · Hiper cromatismo citoplasmático · Fusión celular y/o pérdida de adhesión normal
	<ul style="list-style-type: none"> · Pérdida de adherencia intraepitelial o subepitelial 	
Modificaciones del tejido conjuntivo	<ul style="list-style-type: none"> · Carbonización: necrosis térmica · Disecación: presencia de capa homogénea densa eosinófila por desnaturalización del colágeno y hialinización tisular 	
Modificaciones vasculares	<ul style="list-style-type: none"> · Vasos linfáticos y sanguíneos colapsados o trombóticos por presencia de eritrocitos trombados intralumen · Estasis vascular por presencia de vasos no colapsados asociados a eritrocitos agrupados 	

Estas alteraciones se vuelven un desafío, cuando las muestras obtenidas con láser de las lesiones orales malignas y displásicas están siendo evaluadas y son importantes para todos aquellos que usan el láser para realizar biopsias de tejido oral.

Sin embargo, la gran cantidad de ventajas de los láseres (pérdida mínima de sangre, sellado de vasos linfáticos y terminaciones nerviosas y escasa diseminación de células neoplásicas) justifican más investigaciones. La mayor parte de los casos descritos usaron la tensión del tejido adyacente hialinizado o coagulado en el margen irradiado para medir el resultado y, sólo ocasionalmente, se consideraron los artefactos citológicos o alteraciones de tipo displásico en la incisión. Así, pocos autores han descrito los tipos de láser que consideran más adecuados para la biopsia de tejidos orales blandos.³²



2 Objetivo





Desde que el láser se introdujo en la práctica clínica, se han utilizado diferentes longitudes de onda en cirugía oral, dependiendo de las diferentes características y afinidades de cada uno.⁵⁵

Durante una cirugía oral en una lesión de tejido blando, es extremadamente importante obtener márgenes de seguridad legibles en el artefacto citológico del tejido tratado, con el fin de obtener un diagnóstico correcto.^{117, 146}

Este trabajo tiene como objetivos generales determinar los márgenes quirúrgicos a través de la evaluación histológica *ex vivo* de los efectos térmicos tisulares inducidos por diferentes tipos de Instrumentos Quirúrgicos (incluyendo láseres), determinando la extensión exacta de las señales térmicas periféricas (alteraciones morfológicas macroscópicas y microscópicas). Tenía también por objetivo determinar la viabilidad de los especímenes sometidos a tratamiento con láser en mucosa oral humana para diagnóstico anatomopatológico.

Como objetivos específicos, planteamos la hipótesis de que a través de esos resultados, determinamos la acción de estos láseres en la mucosa oral, su interferencia en el diagnóstico anatomopatológico y cuál es el mejor láser para realizar biopsias en tejidos blandos.

De esta forma, se han testado las siguientes hipótesis:

H1 = Existe relación entre el Grado de Carbonización a escala macroscópica y la Extensión del Daño Térmico Tisular.

H2 = Existe relación entre el Instrumento Quirúrgico y la potencia y las Alteraciones Tisulares Artefactuales.

H3 = Existen diferencias entre la presencia y la ausencia de Alteraciones Tisulares Artefactuales en la Extensión del Daño Tisular.

- H4**= Existen diferencias en la Extensión del Daño Tisular entre el tipo de alteraciones registradas en el Score Núcleos, el Score Citoplasma y el Score Conjuntivo
- H5**= Existen diferencias en la Extensión del Daño Térmico Tisular entre los diferentes tipos de Instrumentos Quirúrgicos.
- H6**= Existen diferencias en la Extensión del Daño Térmico entre la presencia y la ausencia de Espray aire/agua en la utilización del láser Er:YAG.
- H7**= Existen diferencias en la Extensión del Daño Térmico Tisular entre el Modo pulsado o continuo en el láser CO₂ 7W.
- H8**= Existen diferencias en la Extensión del Daño Térmico Tisular en función del Instrumento Quirúrgico y de su respectiva potencia.
- H9**= Existe relación entre la Regularidad de la incisión y la Extensión del Daño Tisular.



3 Materiales y Métodos





Este trabajo se realizó en las Unidades de Medicina Dental de la Nova Saúde SA; posteriormente, se llevó a cabo un análisis anatomopatológico en el laboratorio de la CESPU.

3.1 Estudio – especímenes *ex vivo*

3.1.1 Muestra

Para efectos de este estudio realizado en *ex vivo* se utilizaron 10 lenguas de cadáveres de cerdos 24h post-mortem. Se seleccionaron estos animales debido a que su estructura histológica y fisiológica es semejante a la lengua humana, tanto el epitelio escamoso estratificado de la mucosa, la lámina propia, la submucosa y la musculatura son proporcionales a los de los humanos.

Tal y como se presenta en la Tabla 4, la muestra total estaba constituida por **120 incisiones** realizadas con láser Er:YAG (N=40; 33,3%), láser de CO₂ (N=30; 25%), láser Diodo (N=20; 16,7%), láser Nd:YAG (N=10; 8,3%), electrobisturí (N=10; 8,3%) y bisturí frío (N=10; 8,3%).

Tabla 4 Frecuencia y porcentaje de incisiones por tipo de Instrumento Quirúrgico

	Muestra (n=120)	
	N	%
Er:YAG	40	33,3
CO ₂	30	25,0
Diodo	20	16,7
Nd:YAG	10	8,3
Electrobisturí	10	8,3
Bisturí	10	8,3

3.1.2. Instrumentos de evaluación

Los parámetros de emisión que se utilizaron para cada láser fueron los recomendados por el fabricante para la cirugía de tejido blando, pero los investigadores también seleccionaron otras variantes para la realización de este estudio.

Cada Instrumento Quirúrgico utilizado y sus respectivos parámetros corresponden a una incisión por lengua:

- a) Láser CO₂ (longitud de onda 10,6 μ m) de DEKA® Smart US-20D. Fue aplicado con la pieza de mano, sin contacto y a una distancia de 10 mm con tres tipos diferentes de aplicación.
 - i) 3,5W en modo pulsado a 50 Hz de frecuencia,
 - ii) 7W en modo pulsado a 50 Hz de frecuencia,
 - iii) 7W en modo continuo.
- b) Láser Nd:YAG (longitud de onda 1,06 μ m) de DEKA®. Energía: 150mJ, 2 Enh, potencia de 6W y frecuencia de 40Hz, con máxima duración de pulso de 300 μ s. Fue aplicado con fibra de 300 μ m de diámetro en modo de contacto.
- c) Láser Er:YAG (longitud de onda 2,940 μ m) DEKA® Smart 2940 D plus. Se usó un sistema de transmisión con brazo articulado e con cuatro tipos de aplicación diferentes:
 - i) 2W; 10Hz; 0,2J Pulso corto con spray aire/agua,
 - ii) 2W; 10Hz; 0,2J Pulso corto sin spray aire/agua,
 - iii) 4W; 10Hz; 0,4J Pulso corto con spray aire/agua,
 - iv) 4W; 10Hz; 0,4J Pulso corto sin spray aire/agua.
- d) Láser de Diodo (longitud de onda 980 nm) de LITEMEDICS®, en modo de contacto con dos tipos de aplicación diferentes:
 - i) 3,5W modo pulsado,
 - ii) 3,5W boost pulsado.
- e) Electrobisturí de SATELEC® *servotome* con potencia de 5W. Suministro eléctrico: 115 VAC-230 VAC-50Hz/60Hz; clasificación eléctrica: clase I, tipo BF.

En cada procedimiento quirúrgico se consideró el tiempo operativo desde el inicio de la aplicación del láser en el tejido hasta la escisión completa de la muestra. Cada prueba se repitió diez veces.

3.1.3 Procedimientos de recogida de datos

Procedimiento Quirúrgico

Las muestras se almacenaron a 2-4°C durante el transporte y a 100% de humedad para impedir la degradación del tejido, tal y como recomienda la literatura.^{32, 55} En los márgenes de la lengua, se identificaron las áreas de medida de cerca de 1 cm² (1x1 cm) y se circunscribieron con un bolígrafo para ayudar al especialista en el proceso de recogida de muestras.

El mismo cirujano oral especialista recogió las muestras para evitar cualquier error que pudiera resultar de diferencias interindividuales. Cuando el cirujano aplicó el láser, usó siempre gafas de protección específicas.

La técnica quirúrgica se realizó dirigiendo el haz de láser perpendicularmente al dorso de la lengua, estabilizando al mismo tiempo la muestra con una pinza en la punta de la lengua.

Se recogió una muestra de control usando un bisturí convencional. Tras este proceso, un segundo cirujano colocó las muestras en recipientes estériles que contenían una solución de formol taponado a 10%.

Evaluación Macroscópica

Basándonos en los criterios de Cercadillo-Ibarguren et al.³² sobre la carbonización del tejido, se procedió a la evaluación macroscópica de la incisión, tomando por base una escala de 0 a 4, donde el 0 se corresponde con ningún color detectado en la incisión, 1 con un color marrón en la superficie de la incisión, 2 con un color marrón en profundidad en los bordes de la incisión, 3 con el color negro en la superficie de la incisión y 4 con el negro en profundidad.

Evaluación Histológica

Se fijaron, deshidrataron y empaparon los especímenes en parafina y posteriormente se realizaron cortes seriados (3 μ m de espesura), cortados en micrótomos. Estos cortes se colorearon de forma convencional con Hematoxilina-Eosina (HE) y con colorante Tricrómio de Masson (TM), para controlar falsos positivos. En total, se obtuvieron 240 preparaciones histológicas (120 con HE y 120 con TM), y se evaluaron usando el microscopio óptico de ZEISS® Axio con software Axiovision release 4.6.3 (04-2007).

Las variables histológicas que se evaluaron a nivel de los especímenes se basaron en los criterios establecidos por Vescovi et al. en 2010¹¹⁷ y se indican en la Tabla 3:

- Alteraciones epiteliales en las que se incluyen modificaciones nucleares, citoplasmáticas y membranosas, y posible pérdida de adherencia intraepitelial o subepitelial.
- Modificación del tejido conjuntivo, incluyendo carbonización y disecación.
- Modificaciones vasculares como vasos sanguíneos y linfáticos trombosados o colapsados y estasis vascular.
- Morfología y Regularidad de la incisión en una escala de 0 a 4 en la que se clasificó como “regular” (≥ 2) cuando presenta un borde liso y lineal en la mayor parte del margen de incisión y como “irregular” (< 2) en la presencia de un borde áspero y desnivelado en la mayor parte del margen de incisión, y donde el nivel 4 representa la mayor calidad de incisión y 0 la peor.
- Extensión de los Daños Térmicos Tisulares en micrómetros, midiendo la mayor distancia de tejido desde el borde de la incisión hasta el fin del daño térmico del láser.
- En añadidura, se creó un Score para los diferentes niveles de Alteraciones Tisulares registradas en función del tipo de artefacto por los Instrumentos Quirúrgicos:
 - Las **alteraciones nucleares** de 0 a 3, donde 0=ausencia de cualquier tipo de alteración del núcleo y 3=presencia de todos los artefactos nucleares propuestos).

- Las **alteraciones citoplasmáticas** fueron clasificadas por el Score del citoplasma de 0 a 2, donde 0=ausencia de modificación citoplasmática y 2=presencia de todas las alteraciones propuestas a ese nivel.
- En cuanto al **tejido conjuntivo**, se clasificó con el Score de alteraciones del conjuntivo de 0 a 2, donde 0=ausencia de artefacto y 2=modificación de todas las características sugeridas en ese tejido.

Al mismo tiempo, se preparó un archivo fotográfico. Las muestras fueron codificadas y estudiadas en ocultación doble para el tipo de configuración de láser utilizado por dos patólogos hasta obtener un consenso para cada caso.

3.1.4 Procedimientos de análisis de datos

Para presentar los resultados, se ha recurrido a la realización de tablas, previo análisis de los datos estadísticos.

El análisis de los datos se obtuvo tras efectuar un análisis estadístico descriptivo e inferencial con el programa SPSS-22.0 (Statistical Package for the Social Sciences).

Teniendo en cuenta que la Hipótesis Nula (H_0) para el test de normalidad de Kolmogorov Smirnov es que los datos se encuentran normalmente distribuidos, y dado que el resultado del *p-value* fue ($p < 0,05$) para las variables en estudio, rechazamos la Hipótesis Nula (H_0) y asumimos que la muestra no sigue una distribución normal en las variables estudiadas. Así, se han utilizado pruebas no paramétricas: el Coeficiente de Correlación de Spearman, la Prueba de Mann-Whitney, la Prueba de Kruskal-Wallis y la Prueba de Chi-Cuadrado.

El Coeficiente de Correlación de Spearman es una medida de asociación no paramétrica entre dos variables que son por lo menos ordinales. Este coeficiente se obtiene a través de la sustitución de los valores de las observaciones por las respectivas órdenes. Las medidas de asociación cuantifican la intensidad y la dirección de la asociación entre dos variables.

La Prueba de Mann-Withney es también una prueba no paramétrica utilizada para comparar las funciones de distribución de una variable, que es por lo menos ordinal, medida en dos muestras independientes.¹⁵¹

La Prueba de Kruskal-Wallis, por su lado, es un test no paramétrico apropiado para comparar distribuciones de dos o más variables, que también son por lo menos ordinales, observadas en dos o más muestras independientes.¹⁵¹

Y por último, la Prueba Chi-Cuadrado (χ^2) sirve para poner a prueba si dos o más poblaciones o grupos independientes difieren en relación a una determinada característica, es decir, si la frecuencia con que los elementos de la muestra se reparten por las clases de una variable cualitativa es o no aleatoria.¹⁵¹

3.2 Estudio – *in vivo* especímenes

3.2.1 Muestra

Para la realización del estudio *in vivo*, treinta pacientes (19F/11M) afectados por patologías benignas orales fueron sometidos a una biopsia excisional oral.

Tabla 5 Descripción demográfica de pacientes

	Número de pacientes		Muestra (n=30)
	N	%	Media de Edad
Masculino	11	36,67	53,91
Femenino	19	63,33	58,42
Total	30	100	56,77

3.2.2 Instrumentos de Evaluación

Con los resultados obtenidos en el estudio *ex vivo*, para el procedimiento quirúrgico en mucosa oral humana fue seleccionado el uso del laser de CO₂ de longitud de onda 10,600 nm de SmartLite DEKA®, Italia con potencia: 3,5 W en modo de emisión pulsado.

3.2.3 Procedimiento de recogida de datos

Las lesiones de los tejidos de la mucosa oral se trataron con biopsia excisional. Todas las muestras de tejido fueron extirpadas por el mismo cirujano, debido a su experiencia y a su conocimiento de las herramientas láser, así como a las características del tejido biológico. Todas las lesiones extirpadas se sometieron a estudio histológico para establecer el diagnóstico definitivo.

Para la extirpación quirúrgica de las lesiones con láser, se protegieron los dientes cercanos a la lesión con un instrumento de plástico (actualmente, se evitan los instrumentos de metal debido al riesgo de reflexión en la superficie por el haz de láser, lo que tiene como resultado, por ejemplo, posibles daños en los ojos y en la piel). Las lesiones se removieron tras infiltrar anestesia local infiltrativa.

Las soluciones anestésicas utilizadas eran de 2% XILONIBSA® con epinefrina [Lidocaína (cloridrato) 31,14 mg Epinefrina (bitartarato) 0,0225 mg] solución inyectable 1,8ml da INIBSA o 3% SCANDINIBSA® sin vasoconstrictor [Mepivacaina (cloridrato) 47,04 mg] solución inyectable 1,8 ml da INIBSA.

Tras aplicar la anestesia en la zona quirúrgica, se seleccionó una potencia de láser de 3,5W en modo de emisión pulsado para el CO₂, con focalización del haz para el seccionamiento de la mucosa y desfocalización cuando se necesitó vaporizar el tejido.

Los especímenes quirúrgicos fueron posteriormente inmersos en una solución de formol al 10% y enviados al patólogo para que realizase su evaluación histológica y emitiese un diagnóstico. En general, se dejó que la herida cicatrizase por segunda intención y se aplicó sutura y prescribió paracetamol siempre que fue necesario. También se aconsejó a los pacientes que mantuvieran una buena higiene oral postoperatoria.



4 Resultados





La metodología de este trabajo permitirá determinar las alteraciones morfológicas y microscópicas en los márgenes quirúrgicos en tejido lingual (*ex vivo*) inducidos por diferentes tipos de Instrumentos Quirúrgicos, para poder determinar la extensión exacta de las señales térmicas periféricas. Por otro lado, permitirá determinar la viabilidad de los especímenes sometidos a tratamiento con láser para diagnóstico anatomopatológico en mucosa oral humana.

4.1 Estudio *ex vivo*

4.1.1 Evaluación Macroscópica

En la Tabla 6, se presentan los datos de caracterización de la muestra en relación al mínimo, máximo, media y desviación típica del **Grado de Carbonización (escala macroscópica)**, por instrumento, potencia, modo y espray.

Tabla 6 Mínimo, Máximo, Media y Desviación Típica del Grado de Carbonización (escala macroscópica de 0 a 4) por instrumento, potencia, modo y espray

Instrumento Quirúrgico	Pulsado	Continuo	Espray	Grado de Carbonización (Escala Macroscópica de 0 a 4)				
				N	mín	máx	media	dt
Er:YAG								
2 W	✓		✓	10	0	1	,20	,422
	✓			10	0	2	1,00	,471
4 W	✓		✓	10	0	1	,40	,516
	✓			10	1	2	1,20	,422
CO ₂								
3,5 W	✓			10	2	3	2,10	,316
7 W	✓			10	2	4	3,00	,471
		✓		10	4	4	4,00	0,000
Diodo								
3,5 W	✓			10	1	3	2,50	,707
3,5 W boost	✓			10	1	3	1,80	,919
Nd:YAG	✓			10	3	4	3,60	,516
Electrobisturí	✓			10	2	4	3,10	,738
Bisturí	✓			10	0	0	0,00	0,000

Escala Macroscópica (0 a 4)

0 – Ninguno color; 1 – Color marrón en la superficie; 2 – Color marrón en profundidad;
3 – Color negro en la superficie; y 4 – Color negro en profundidad.

Exceptuando el láser Er:YAG, que presenta valores medios de 0 y 1, los demás Instrumentos Quirúrgicos presentaron un valor medio de carbonización relevante como se puede verificar en la Tabla 6. Siendo los láseres Nd:YAG y de CO₂ a 7W CW, los que causaron una mayor carbonización del tejido, con valores medios de 4 (Figura 1 a 10).

H1= Existe relación entre el Grado de Carbonización a escala macroscópica y la Extensión del Daño Térmico Tisular.

En la Tabla 7 se presenta la asociación del test de Correlación de Spearman en el factor *Extensión del Daño Tisular* y el *Grado de Carbonización*, indicando una fuerte correlación positiva ($r=0,789$; $p=0,01$), lo que indica que cuanto mayor sea el grado de carbonización, mayor será la extensión del daño térmico tisular.

Tabla 7 Coeficiente de Correlación de Spearman entre la Extensión del Daño Tisular y el Grado de Carbonización

Grado de Carbonización (escala macroscópica)	
Extensión del Daño Tisular (μm)	0,789**

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed)

Las siguientes imágenes son fruto del registro fotográfico realizado durante la realización de este estudio *ex vivo* de las lenguas de cerdo y demuestra la carbonización producida por la irradiación con los diferentes Instrumentos Quirúrgicos utilizados:



Figura 1 Diez lenguas de cerdo para irradiación con los diferentes tipos de Instrumentos Quirúrgicos utilizados en el estudio *ex vivo*

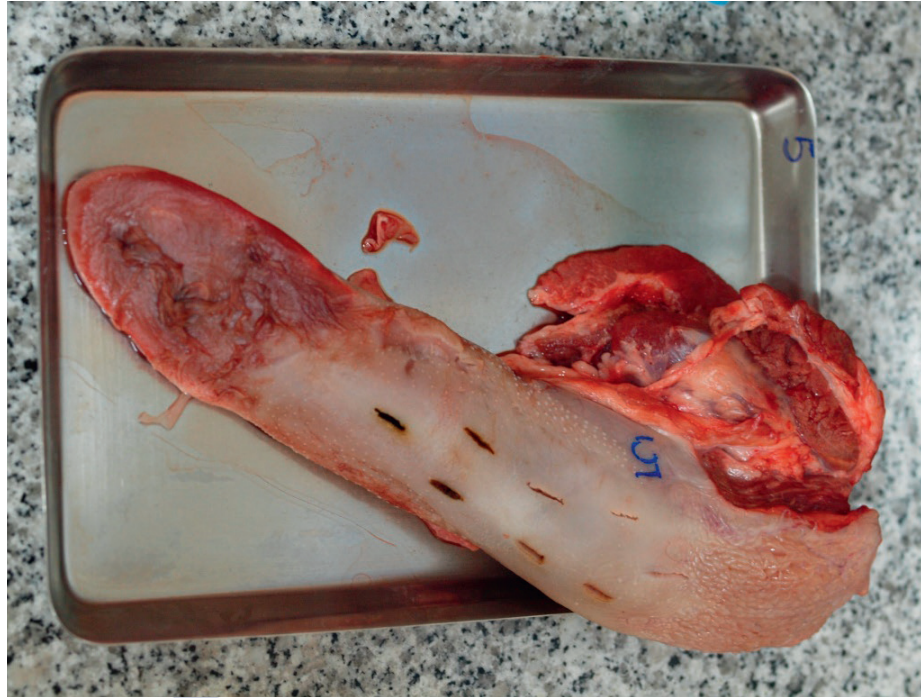


Figura 2 Lengua de cerdo con incisiones de algunos Instrumentos Quirúrgicos utilizados en el estudio, demostrando diferentes Grados de Carbonización



Figura 3 Recogida de datos tras la irradiación con los diferentes Instrumentos Quirúrgicos



Figura 4 Incisión que resultó de la irradiación con láser Er:YAG a 2W de potencia y con espray de aire/agua



Figura 5 Incisión que resultó de la irradiación con láser Er:YAG a 2W de potencia con espray de aire/agua

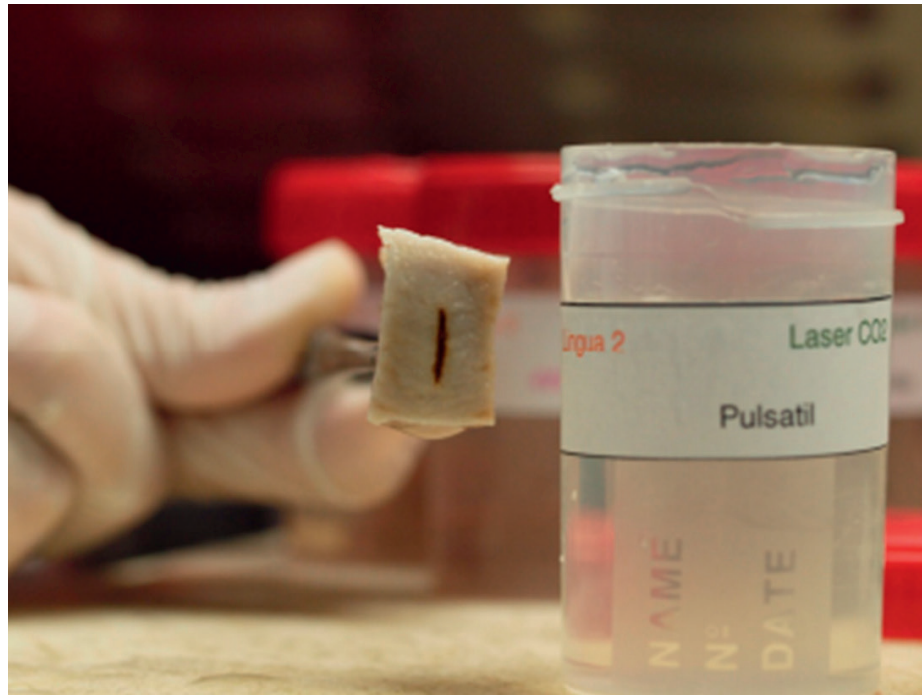


Figura 6 Incisión que resultó de la irradiación con láser de CO_2 a 3,5W de potencia en modo de emisión pulsado



Figura 7 Incisión que resultó de la irradiación con láser de CO_2 a 7W de potencia en modo de emisión pulsado

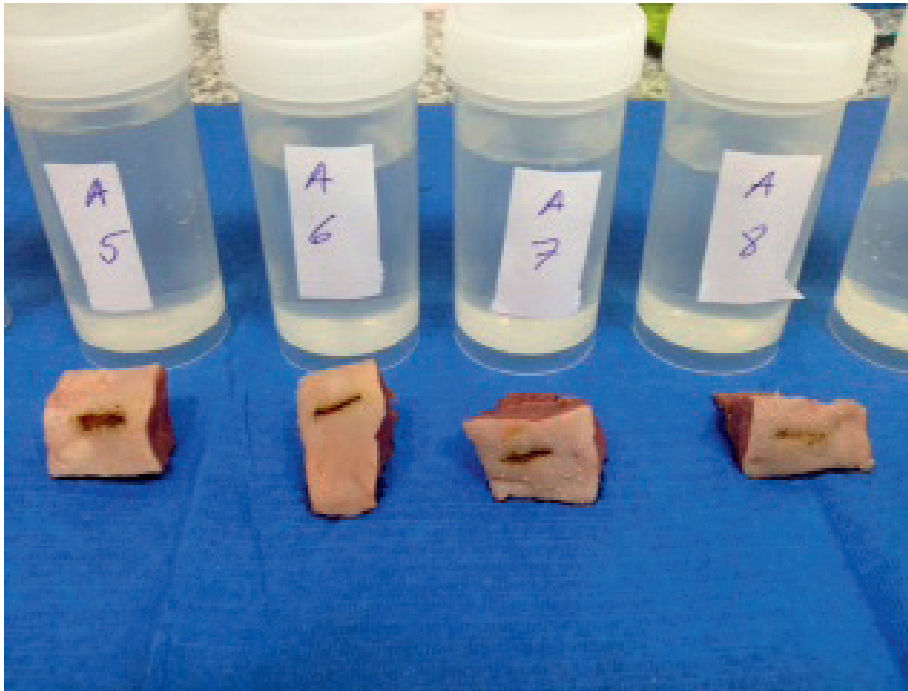


Figura 8 Muestras de lengua de cerdo con algunas incisiones que resultaron de la irradiación con el láser Diodo a 3,5W de potencia en modo de emisión pulsado



Figura 9 Muestras de lengua de cerdo con algunas incisiones que resultaron de la irradiación con el láser Diodo a 3,5W boost de potencia en modo de emisión pulsado



Figura 10 Muestras de lengua de cerdo con algunas incisiones que resultaron de la irradiación con electrobisturí

4.1.2 Evaluación Histológica

Durante el análisis histológico de los especímenes irradiados por los diferentes Instrumentos Quirúrgicos se identificaron varios tipos de Alteraciones Tisulares Artefactuales a nivel del epitelio y del tejido conjuntivo. De acuerdo con el tipo de instrumento utilizado, la potencia, modo y spray aire/agua utilizados en cada muestra, su distribución fue la que se ilustra en las figuras 11 a 26 y se encuentra detallada en las tablas 8 y 9.

Tabla 8 Frecuencia y porcentaje de las Alteraciones Tisulares Artefactuales provocadas por los Instrumentos Quirúrgicos a nivel nuclear y citoplasmático

Instrumento Quirúrgico y Potencia				Alteraciones Nucleares												Alteraciones Citoplasmáticas							
	Pulsado	Continuo	Espray	Núcleos picnóticos				Núcleos fusiformes				Núcleos hipercromáticos				Hipercromatismo citoplasmático				Fusión celular			
				No		Sí		No		Sí		No		Sí		No		Sí		No		Sí	
				N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Er:YAG																							
2 W	✓		✓	10	100	0	0	7	70	3	30	7	70	3	30	8	80	2	20	8	80	2	20
	✓			10	100	0	0	5	50	5	50	4	40	6	60	7	70	3	30	7	70	3	30
4 W	✓		✓	10	100	0	0	9	90	1	10	6	60	4	40	7	70	3	30	8	80	2	20
	✓			10	100	0	0	8	80	2	20	6	60	4	40	7	70	3	30	5	50	5	50
CO ₂																							
3,5 W	✓			8	80	2	20	2	20	8	80	2	20	8	80	5	50	5	50	2	20	8	80
7 W	✓			7	70	3	30	0	0	10	100	3	30	7	70	3	30	7	70	2	20	8	80
			✓	5	50	5	50	0	0	10	100	4	40	6	60	4	40	6	60	1	10	9	90
Diodo																							
3,5 W	✓			10	100	0	0	0	0	10	100	0	0	10	100	0	0	10	100	3	30	7	70
3,5 W boost	✓			7	70	3	30	0	0	10	100	1	10	9	90	1	10	9	90	2	20	8	80
Nd:YAG	✓			2	20	8	80	0	0	10	100	0	0	10	100	0	0	10	100	0	0	10	100
Electrobisturí	✓			2	20	8	80	0	0	10	100	0	0	10	100	0	0	10	100	0	0	10	100
Bisturí	✓			10	100	0	0	10	100	0	0	10	100	0	0	10	100	0	0	10	100	0	0

En la Tabla 9 se presentan las frecuencias y porcentajes de las Alteraciones Tisulares Artefactuales provocadas por los Instrumentos Quirúrgicos a nivel de **pérdida de adherencia** y a nivel del **tejido conjuntivo**.

La Pérdida de adherencia se encontró en mayor porcentaje en las incisiones realizadas con los láseres Diodo a 3,5W boost y Nd:YAG y con el electrobisturí, mientras que el láser Er:YAG fue el instrumento que menor pérdida de adherencia provocó en las muestras.

Tabla 9 Frecuencia y porcentaje de las Alteraciones Tisulares Artefactuales inducidas por los Instrumentos Quirúrgicos a nivel de la pérdida de adherencia y a nivel del tejido conjuntivo

Instrumento Quirúrgico y potencia	Pulsado	Continuo	Espray	Pérdida Adherencia				Carbonización				Disecación			
				No		Sí		No		No		Sí		No	
				N	%	N	%	N	%	N	%	N	%	N	%
Er:YAG															
2 W	✓		✓	6	60	4	40	3	30	7	70	3	30	7	70
	✓			6	60	4	40	1	10	9	90	0	0	10	100
4 W	✓		✓	3	30	7	70	2	20	8	80	3	30	7	70
	✓			4	40	6	60	2	20	8	80	1	10	9	90
CO ₂															
3,5 W	✓			6	60	4	40	0	0	10	100	2	20	8	80
7 W	✓			5	50	5	50	0	0	10	100	0	0	10	100
		✓		3	30	7	70	0	0	10	100	1	10	9	90
Diodo															
3,5 W	✓			4	40	6	60	0	0	10	100	0	0	10	100
3,5 W boost	✓			0	0	10	100	0	0	10	100	0	0	10	100
Nd:YAG	✓			1	10	9	90	0	0	10	100	0	0	10	100
Electrobisturí	✓			0	0	10	100	0	0	10	100	0	0	10	100
Bisturí	✓			9	90	1	10	9	90	1	10	10	100	0	0

En la Tabla 10 aparecen las frecuencias y porcentajes de las alteraciones tisulares inducidas por los Instrumentos Quirúrgicos a **nivel vascular**.

Se encontraron pocas alteraciones tisulares en los distintos tipos de Instrumentos Quirúrgicos, como se puede constatar en la Tabla 10.

Tabla 10 Frecuencia y porcentaje de las Alteraciones Tisulares Artefactuales inducidas por los Instrumentos Quirúrgicos a nivel vascular

Instrumento Quirúrgico y potencia	Pulsado	Continuo	Espray	Trombosis vascular				Estasis vascular			
				No		Sí		No		Sí	
				N	%	N	%	N	%	N	%
Er:YAG											
2 W	✓		✓	10	100	0	0	8	80	2	20
	✓			10	100	0	0	9	90	1	10
4 W	✓		✓	10	100	0	0	0	0	0	0
	✓			10	100	0	0	10	100	0	0
CO ₂											
3,5 W	✓			10	100	0	0	10	100	0	0
7 W	✓			10	100	0	0	10	100	0	0
		✓		10	100	0	0	8	80	2	20
Diodo											
3,5 W	✓			10	100	0	0	10	100	0	0
3,5 W boost	✓			10	100	0	0	10	100	0	0
Nd:YAG	✓			10	100	0	0	10	100	0	0
Electrobisturí	✓			10	100	0	0	9	90	1	10
Bisturí	✓			10	100	0	0	10	100	0	0

Los diferentes niveles de Alteraciones Tisulares Artefactuales provocados por los Instrumentos Quirúrgicos en estudio se clasificaron en base a la creación de un Score para las alteraciones registradas en función del tipo de artefacto. En la Tabla 11 está representada la media y la desviación típica de los Scores de las alteraciones tisulares por tipo de artefacto (nuclear, citoplasmático y conjuntivo), en función del Instrumento Quirúrgico, respectiva potencia, espray y modo utilizados.

Tabla 11 Media y Desviación Típica de los Scores de las alteraciones nucleares, citoplasmáticas y conjuntivas por Instrumento Quirúrgico, potencia, modo y espray (Alteración tisular 0=ausencia de alteración histológica)

Instrumento Quirúrgico	Pulsado	Continuo	Espray	Score Núcleos		Score Citoplasma		Score Conjuntivo	
				media	dt	media	dt	media	dt
Er:YAG									
2 W	✓		✓	,60	,966	,40	,843	1,40	,699
	✓			1,10	,994	,60	,843	1,90	,316
4 W	✓		✓	,50	,707	,50	,527	1,50	,707
	✓			,60	,843	,80	,789	1,70	,483
CO ₂									
3,5 W	✓			1,80	,789	1,30	,675	1,80	,422
7 W	✓			2,00	,816	1,50	,527	2,00	0,000
		✓		2,10	,994	1,50	,707	1,90	,316
Diodo									
3,5 W	✓			2,00	0,000	1,70	,483	2,00	0,000
3,5 W boost	✓			2,20	,632	1,70	,675	2,00	0,000
Nd:YAG	✓			2,80	,422	2,00	0,000	2,00	0,000
Electrobisturí	✓			2,80	,422	2,00	0,000	2,00	0,000
Bisturí	✓			0,00	0,000	0,00	0,000	,10	,316

Los instrumentos con mayor número de Alteraciones Tisulares Artefactuales fueron el electrobisturí y el láser Nd:YAG, y con menor número de alteraciones principalmente a nivel epitelial fue el láser Er:YAG, independientemente de la potencia, modo o espray usados.

H2 = Existe relación entre el Instrumento Quirúrgico y la potencia y las Alteraciones Tisulares Artefactuales.

105

Tras la realización de la Prueba de Chi-Cuadrado, conforme los valores de *Pearson Chi-Square* y de *p* presentados en la Tabla 12, se verifica que existe una tendencia de asociaciones entre las variables *Instrumento* y *potencia* y la variable *Alteraciones Tisulares Artefactuales*, excepto en la “Disecación”, lo que nos lleva a sospechar sobre una probable dependencia de dichas variables. Aún así, debido a que el valor esperado fue inferior a 5, estas asociaciones no se revelan estadísticamente significativas.

Tabla 12 Prueba de Chi-Cuadrado entre las variables instrumento y potencia y las Alteraciones Tisulares Artefactuales

	<i>p</i>	Pearson Chi-Square
Instrumento y potencia_Vs_ Núcleos picnóticos	,000	5 células (31,3%) tienen un conteo esperado de menos de 5 El conteo mínimo esperado es de 2,64
Instrumento y potencia_Vs_ Núcleos fusiformes	,000	5 células (31,3%) tienen un conteo esperado de menos de 5 El conteo mínimo esperado es de 2,64
Instrumento y potencia_Vs_ Núcleos hipercromáticos	,000	5 células (31,3%) tienen un conteo esperado de menos de 5 El conteo mínimo esperado es de 2,64
Instrumento y potencia_Vs_ Hiperchromatismo citoplasmático	,000	5 células (31,3%) tienen un conteo esperado de menos de 5 El conteo mínimo esperado es de 2,64
Instrumento y potencia_Vs_ Fusión celular	,000	5 células (31,3%) tienen un conteo esperado de menos de 5 El conteo mínimo esperado es de 2,64
Instrumento y potencia_Vs_ Pérdida de adherencia	,002	5 células (31,3%) tienen un conteo esperado de menos de 5 El conteo mínimo esperado es de 2,64
Instrumento y potencia_Vs_ Carbonización	,035	5 células (50,0%) tienen un conteo esperado de menos de 5 El conteo mínimo esperado es de 2,64,64
Instrumento y potencia_Vs_ Disecación	,214	5 células (31,3%) tienen un conteo esperado de menos de 5 El conteo mínimo esperado es de 2,64

H3 = Existen diferencias entre la presencia y la ausencia de Alteraciones Tisulares Artefactuales en la Extensión del Daño Térmico Tisular.

En la Tabla 13 se presentan los datos de caracterización de la muestra, en concreto la Media y la Desviación Típica, de la **Extensión del Daño Tisular** en función de la presencia o la ausencia de **Alteraciones Tisulares Artefactuales** (núcleos picnóticos, núcleos fusiformes, adherencia, carbonización y disecación del tejido conjuntivo).

Tabla 13 Media y Desviación Típica de la Extensión del Daño Tisular (μm) por Alteración Tisular Artefactual

		N	media	dt	<i>p</i>
Núcleos picnóticos	No	91	253,86	253,638	
	Sí	29	522,28	216,455	,000
Núcleos fusiformes	No	41	59,07	64,132	
	Sí	79	453,48	235,42	,000
Núcleos hipercromáticos	No	43	176,22	267,758	
	Sí	77	398,31	238,256	,000
Hipercrom. citoplasm.	No	52	165,94	239,812	
	Sí	68	435,56	232,158	,000
Fusión Celular	No	48	138,72	204,779	
	Sí	72	438,73	240,281	,000
Pérdida de adherencia	No	47	197,53	212,512	
	Sí	73	396,75	275,732	,000
Carbonización	No	17	25,51	34,058	
	Sí	103	367,12	261,31	,000
Disecación	No	20	86,41	192,191	
	Sí	100	365,19	259,938	,000

H4 = Existen diferencias en la Extensión del Daño Tisular entre el tipo de alteraciones registradas en el Score Núcleos, el Score Citoplasma y el Score Conjuntivo.

En la Tabla 14, se presenta la frecuencia y porcentaje del número de incisiones con alteración tisular y la Media y la Desviación Típica de la Extensión del Daño Tisular por Score Núcleos, Score Citoplasma y Score Conjuntivo; así como el **valor de p de la Prueba de Kruskal-Wallis**, donde se pueden verificar diferencias estadísticamente significativas en la extensión del daño térmico tisular entre los Score Núcleos ($p=,000$), el Score Citoplasma ($p=,000$), y el Score Conjuntivo ($p=,000$).

Tabla 14 Frecuencia y porcentaje del número de incisiones con Alteración Tisular, Media y Desviación Típica de la Extensión del Daño térmico Tisular (μm) entre el Score Núcleos, Score Citoplasma y Score Conjuntivo y el valor de p de la Prueba de Kruskal-Wallis

	Score Núcleos				Score Citoplasma				Score Conjuntivo			
	n	%	media	dt	n	%	media	dt	n	%	media	dt
S/ alteración	34	28,33%	48,34	57,738	36	30,00%	96,31	188,152	11	9,17%	5,60	18,570
1 Alteración	15	12,50%	419,71	322,855	28	23,33%	298,30	245,083	15	12,50%	135,91	206,347
2 Alteraciones	43	35,83%	362,28	212,293	56	46,67%	471,91	222,336	94	78,33%	384,54	256,103
3 Alteraciones	28	23,33%	526,06	219,450	0	0%	0	0	0	0,00%	0,00	0
	$p=,000$				$p=,000$				$p=,000$			

H5 = Existen diferencias en la Extensión del Daño Térmico Tisular causada por los diferentes tipos de Instrumentos Quirúrgicos.

En la Tabla 15 se encuentra registrada la Media y Desviación Típica de la Extensión del Daño Tisular por Instrumento Quirúrgico y el **valor de p de la Prueba de Kruskal-Wallis**, donde se pueden verificar diferencias estadísticamente significativas en la Extensión del Daño Térmico Tisular entre los Instrumentos Quirúrgicos ($p=,000$).

Tabla 15 Media y Desviación Típica de la Extensión del Daño Térmico Tisular por tipo de Instrumento Quirúrgico y valor de p de la Prueba de Kruskal-Wallis

		Extensión del Daño Tisular (μm)
Er:YAG	Media	74,66
	DT	43,114
CO₂	Media	454,27
	DT	187,651
Diodo	Media	541,48
	DT	190,342
Nd:YAG	Media	670,68
	DT	251,851
Electrobisturí	Media	409,57
	DT	88,224
Bisturí	Media	0,00
	DT	0,000
Asymp. Sig.		,000

(Grouping Variable: Instrumento Quirúrgico)

Los gráficos 1 y 2 demuestran la relación entre la Extensión del Daño Térmico Tisular en micrómetros y el Instrumento Quirúrgico.

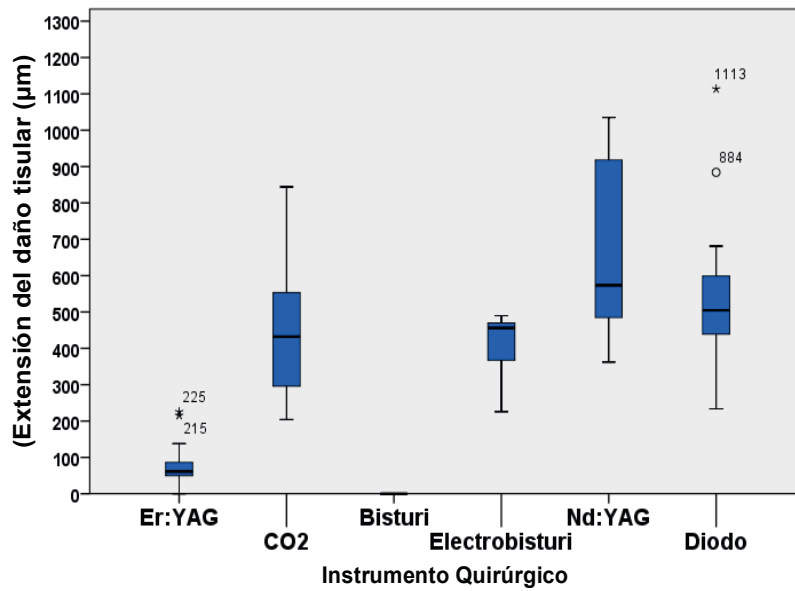


Gráfico 1 Diagrama de caja (Box Plot) de la relación entre la Extensión del Daño Tisular y el Instrumento Quirúrgico.

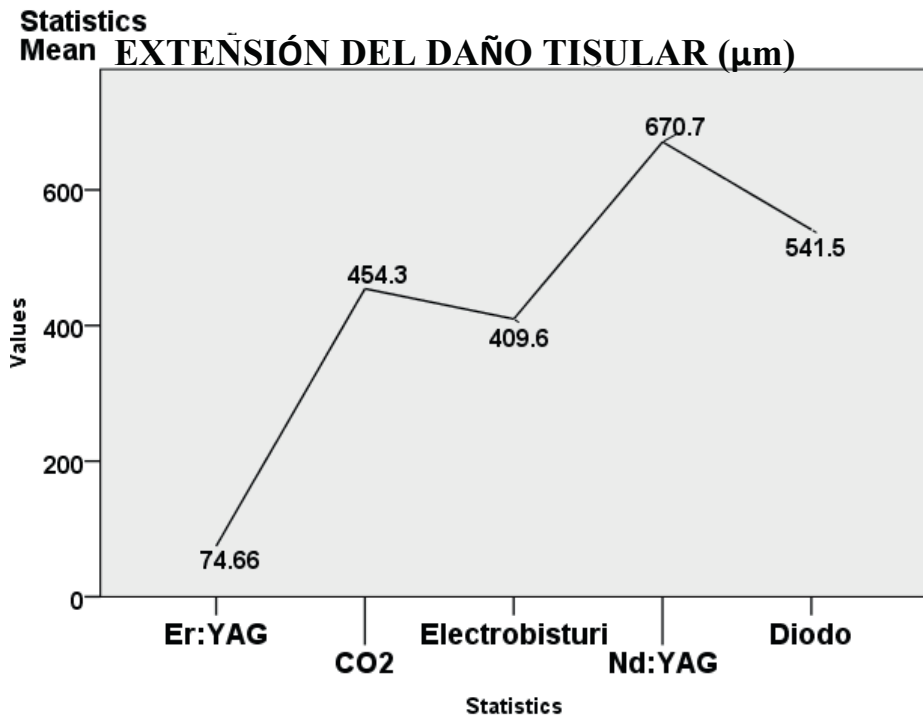


Gráfico 2 Media de la Extensión del Daño Térmico en micrómetros por Instrumento Quirúrgico.

El instrumento con mayor Extensión del Daño Térmico Tisular es el láser Nd:YAG ($670,68 \mu\text{m}$), seguido del Diodo a 3,5W boost PW ($626,82 \mu\text{m}$), el CO_2 a 7W CW ($571,18 \mu\text{m}$), el CO_2 a 7W PW ($485,45 \mu\text{m}$), el Diodo a 3,5W PW ($456,15 \mu\text{m}$), el electrobisturí ($409,57 \mu\text{m}$) y, por último, los láseres de CO_2 a 3,5W PW ($306,19 \mu\text{m}$) y el Er:YAG ($74,66 \mu\text{m}$), independientemente de la Potencia, Modo o Espray aire/agua utilizados (Figura 10 al 23, gráfico 3 y Tabla 16).

Las siguientes fotos ilustran el efecto térmico provocado en las muestras por los dos tipos de Instrumento Quirúrgico que mayor Extensión del Daño Térmico Tisular, causaron en el tejido lingual *ex vivo*:

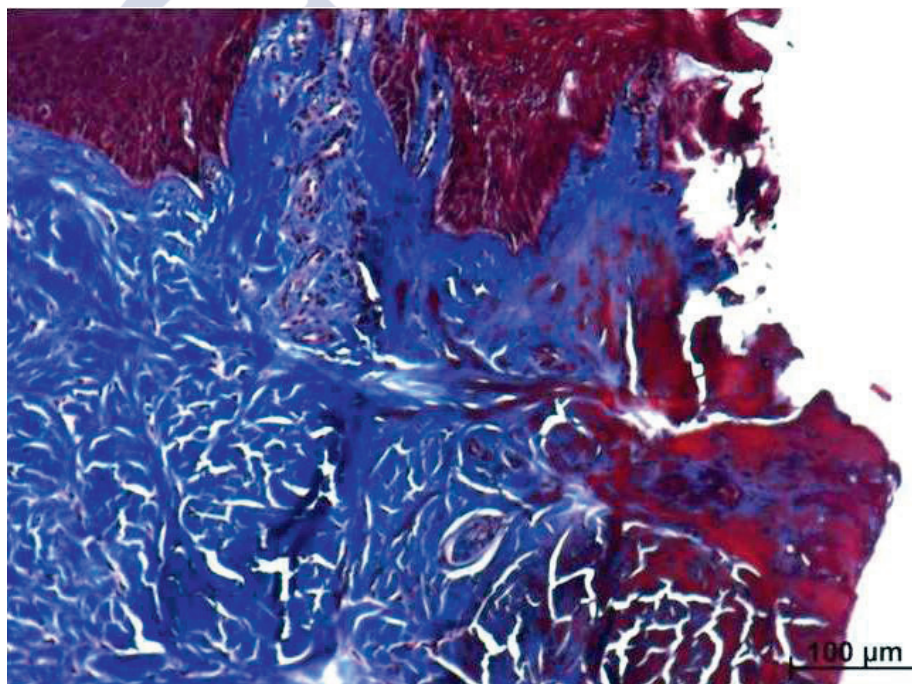


Figura 11 Margen de muestra obtenido con láser Diodo a 3,5W boost, que demuestra la alteración provocada por el área de carbonización (desnaturalización del colágeno), teñida con TM a 10x de ampliación

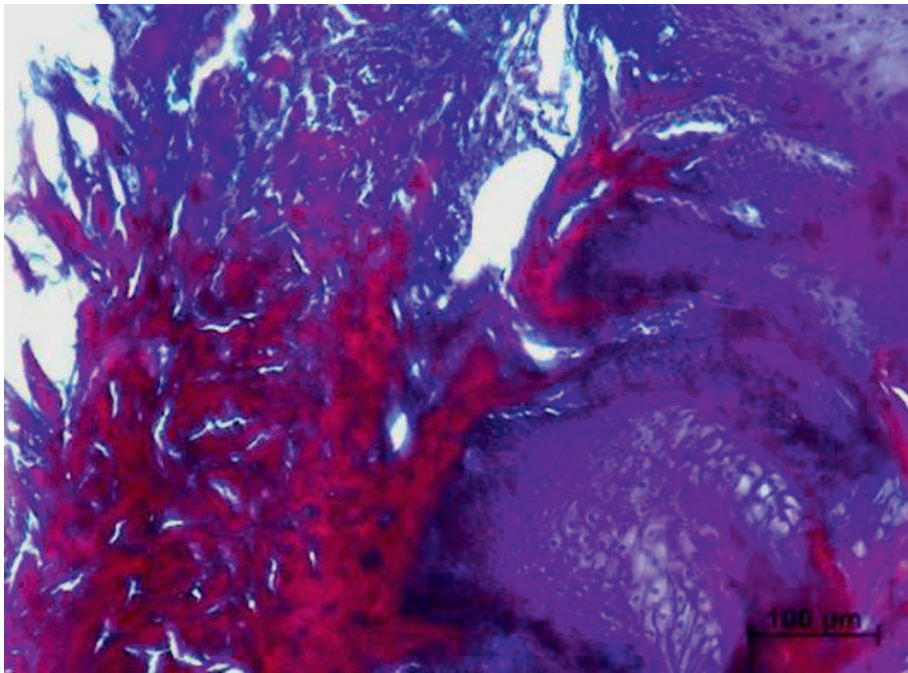


Figura 12 Margen de muestra obtenido con láser Nd:YAG a 6W, que demuestra un daño térmico significativo con pérdida de adherencia subepitelial, teñido con TM a 10x de ampliación

Las siguientes fotos ilustran el efecto térmico provocado en las muestras por los tipos de Instrumento Quirúrgico que menor Extensión del Daño Térmico Tisular, causaron en el tejido lingual *ex vivo*:

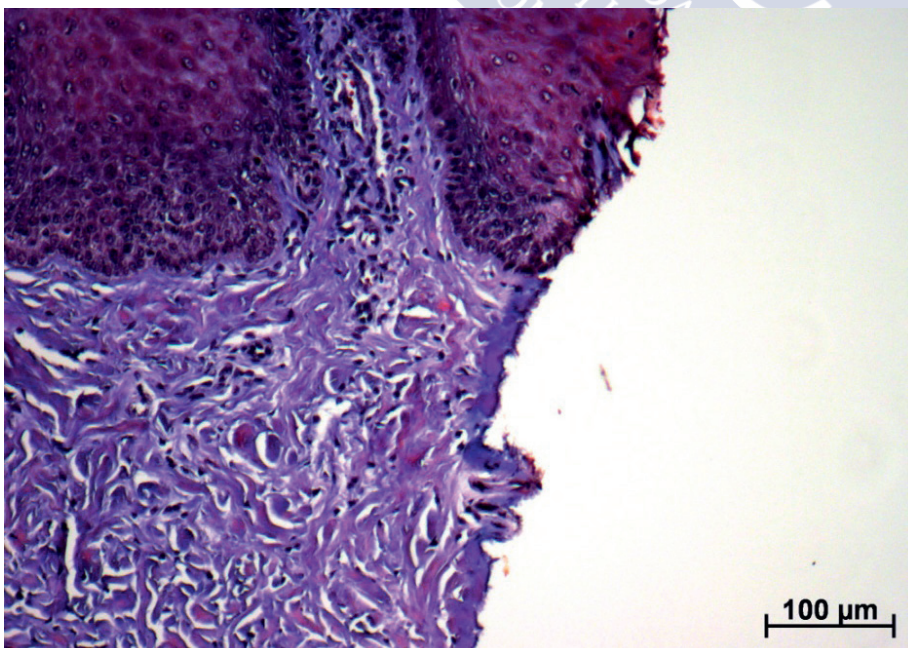


Figura 13 Margen de la muestra obtenido con el láser Er:YAG a 2W de potencia con espray de aire/agua

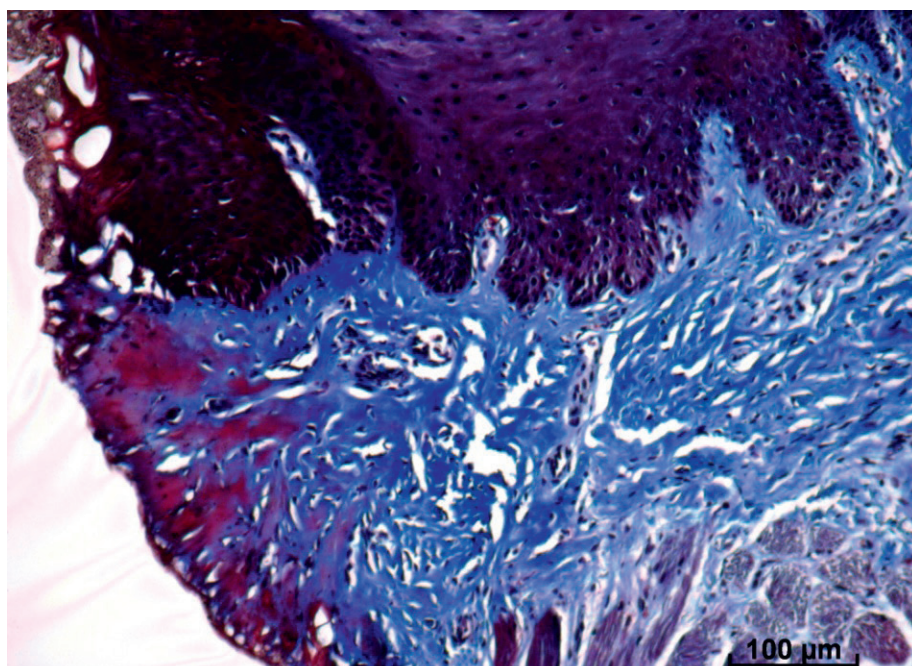


Figura 14 Margen de la muestra obtenido con el láser de CO₂ a 3,5W de potencia en modo de emisión pulsado

En la Tabla 16, se presentan el Mínimo, Máximo, Media y Desviación Típica de la Extensión del Daño Tisular por Instrumento Quirúrgico, potencia, modo y spray aire/agua.

Tabla 16 Mínimo, Máximo, Media y Desviación Típica de la Extensión del Daño Tisular por tipo de Instrumento Quirúrgico, potencia, modo y spray aire/agua

Instrumento Quirúrgico	Pulsado	Continuo	Espray	Extensión del Daño Tisular (μm)			
				mín	máx	media	dt
Er:YAG							
2 W	✓		✓	0	225	68,39	59,585
	✓			36	215	84,39	51,363
4 W	✓		✓	33	125	66,34	25,143
	✓			46	138	79,54	31,333
CO ₂							
3,5 W	✓			204	449	306,19	85,882
7 W	✓			259	801	485,45	178,581
		✓		295	844	571,18	183,216
Diodo							
3,5 W	✓			234	597	456,15	108,513
3,5 W boost	✓			431	1113	626,82	220,292
Nd:YAG	✓			362	1035	670,68	251,851
Electrobisturí	✓			226	490	409,57	88,224
Bisturí	✓			0	0	0	0

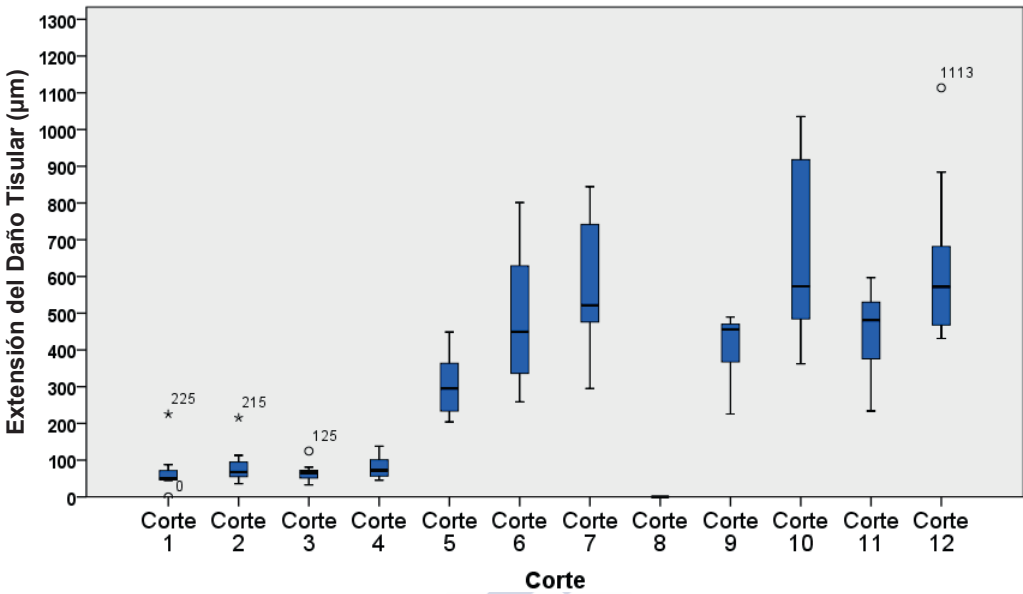


Gráfico 3 Diagrama de caja (Box Plot) de la Extensión del Daño Tisular (μm) de los instrumentos utilizados por potencia, modo y espray aire/agua

Corte 1: Er:YAG 2W con espray	Corte 5: CO ₂ 3,5W PW	Corte 9: Electrobisturí
Corte 2: Er:YAG 2W sin espray	Corte 6: CO ₂ 7W PW	Corte 10: Nd:YAG
Corte 3: Er:YAG 4W con espray	Corte 7: CO ₂ 7W CW	Corte 11: Diodo 3,5W PW
Corte 4: Er:YAG 4W sin espray	Corte 8: Bisturí	Corte 12: Diodo boost PW

Para poder comparar los diferentes efectos térmicos tisulares inducidos por los Instrumentos Quirúrgicos utilizados en las muestras de lengua de cerdo *ex vivo* se registraron las siguientes imágenes fotográficas:



Figura 15 Muestra obtenida con láser Er:YAG a 2W con espray de aire/agua, en la que se muestra un ligero daño periférico en el tejido conjuntivo sin alteraciones citológicas epiteliales significativas (HE 10x)

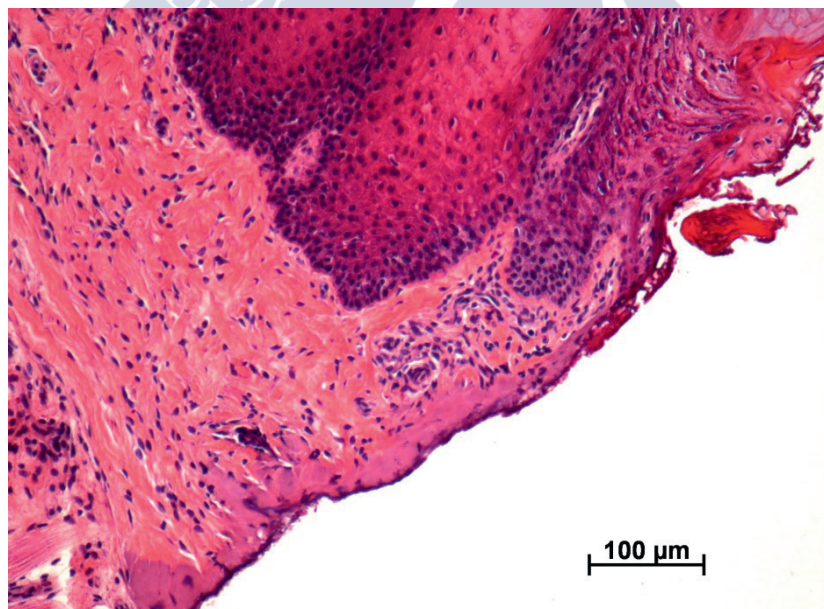


Figura 16 Muestra obtenida con láser Er:YAG a 2W sin espray aire/agua, en la que se muestran algunos artefactos en las células epiteliales y donde el colágeno presenta alteraciones basófilas en el margen de la zona irradiada (HE 10x)



Figura 17 Muestra obtenida con láser Er:YAG a 4W con espray de aire/agua, en la que se muestra un daño térmico ligero en el epitelio y lámina propia (HE 10x)

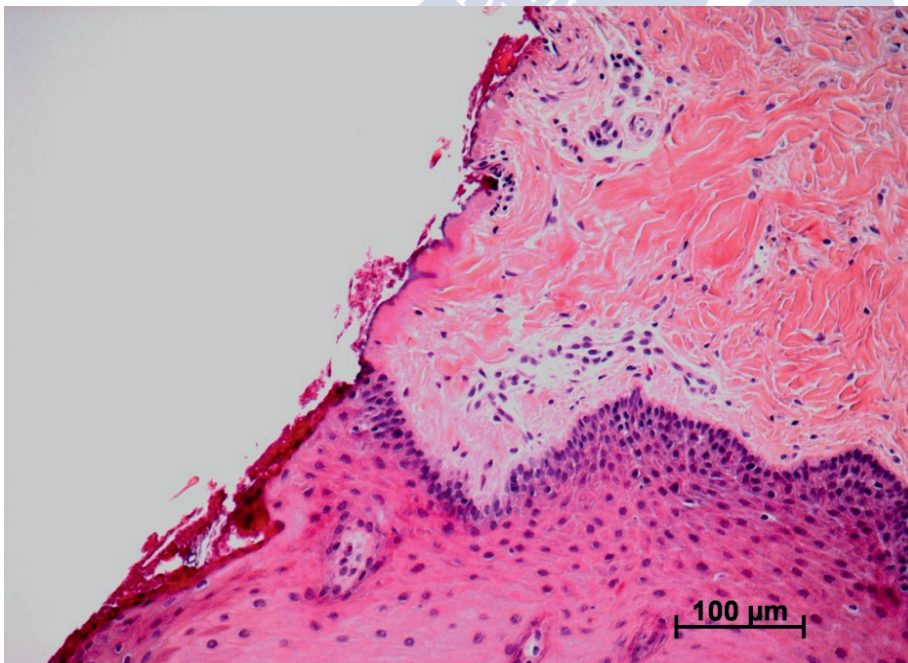


Figura 18 Muestra obtenida con láser Er:YAG a 4W sin espray de aire/agua, en la que se muestra algún daño periférico localizado en el epitelio y lámina propia (HE 10x)

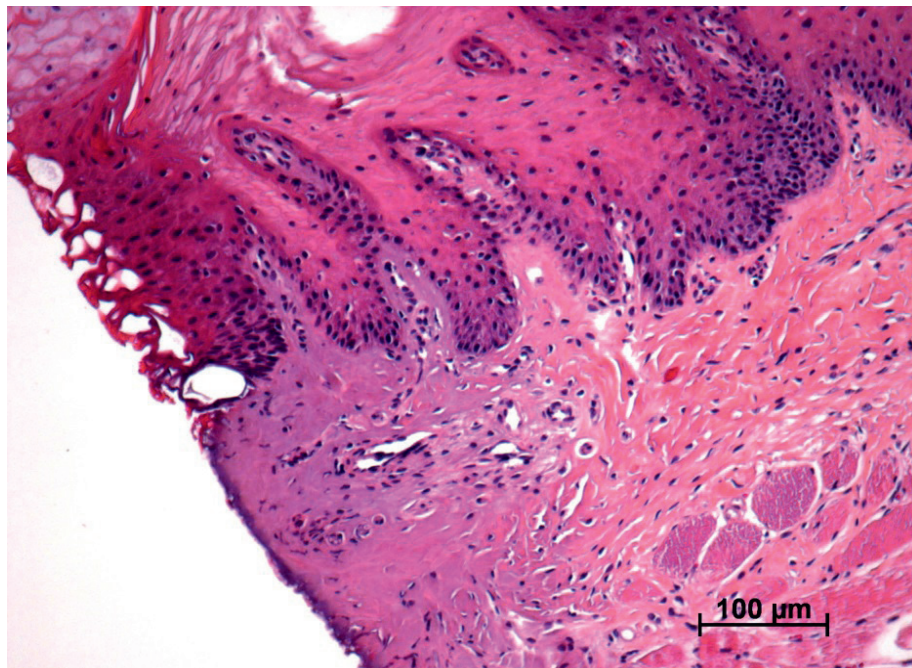


Figura 19 Margen de muestra obtenido con láser de CO₂ a 3,5W PW, en el que se muestra una alteración térmica moderada en la que el núcleo se alarga e hiperchromatismo citoplasmático de las capas basal y suprabasal del epitelio y zona de necrosis térmica basófila en el tejido conjuntivo (HE 10x).

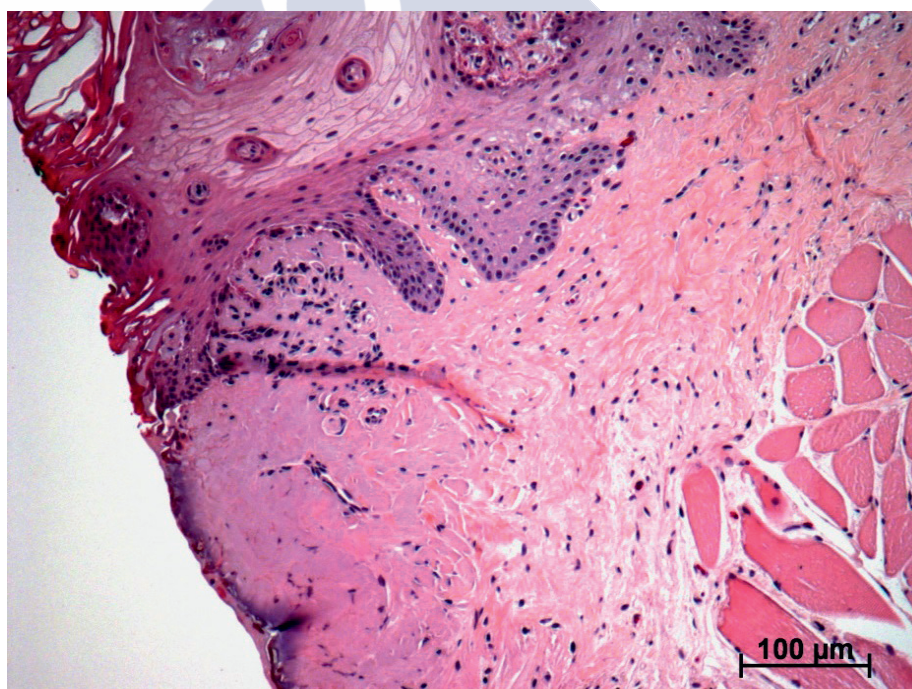


Figura 20 Margen de muestra obtenido con láser de CO₂ a 7W PW, en el que se muestra un daño térmico significativo (HE 10x).

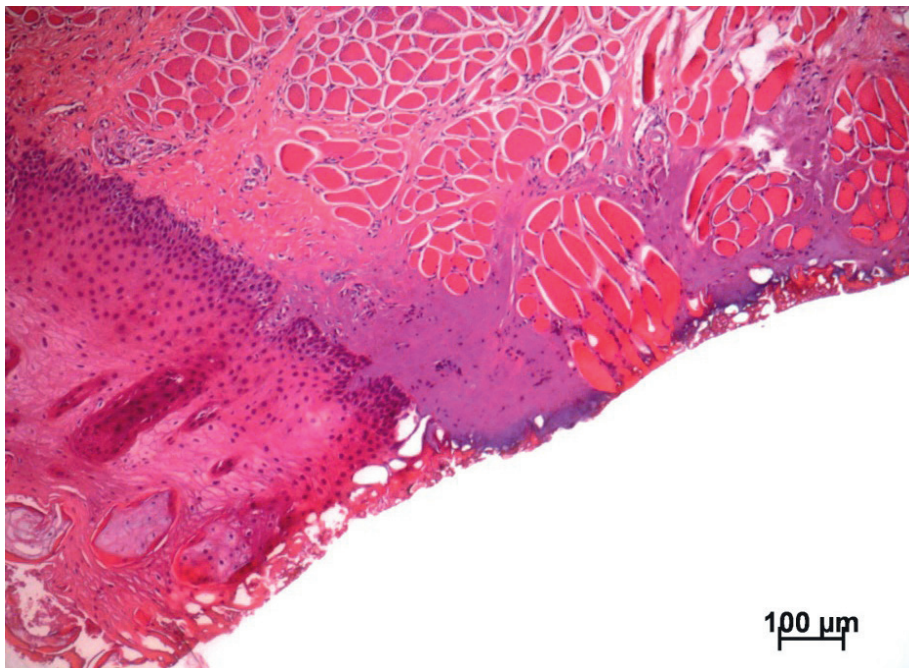


Figura 21 Margen de muestra obtenido con láser de CO₂ a 7W CW, en el que se muestra un daño térmico a nivel conjuntivo y en el epitelio, con alteraciones nucleares (presencia de núcleos picnóticos, en huso e hipercromáticos), alteraciones citoplasmáticas y pérdida de adherencia subepitelial. Lámina teñida con HE con una ampliación de 5x.

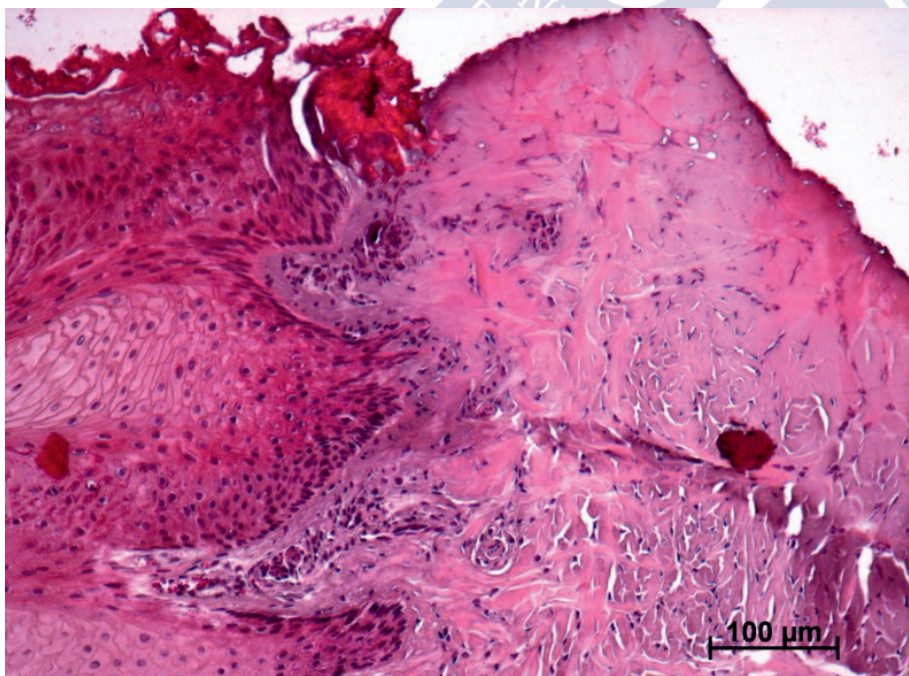


Figura 22 Muestra obtenida con láser Diodo a 3,5W PW, en la que se muestra la carbonización del tejido conjuntivo (desnaturalización del colágeno), núcleos fusiformes e hipercromatismo citoplasmático (10x HE).

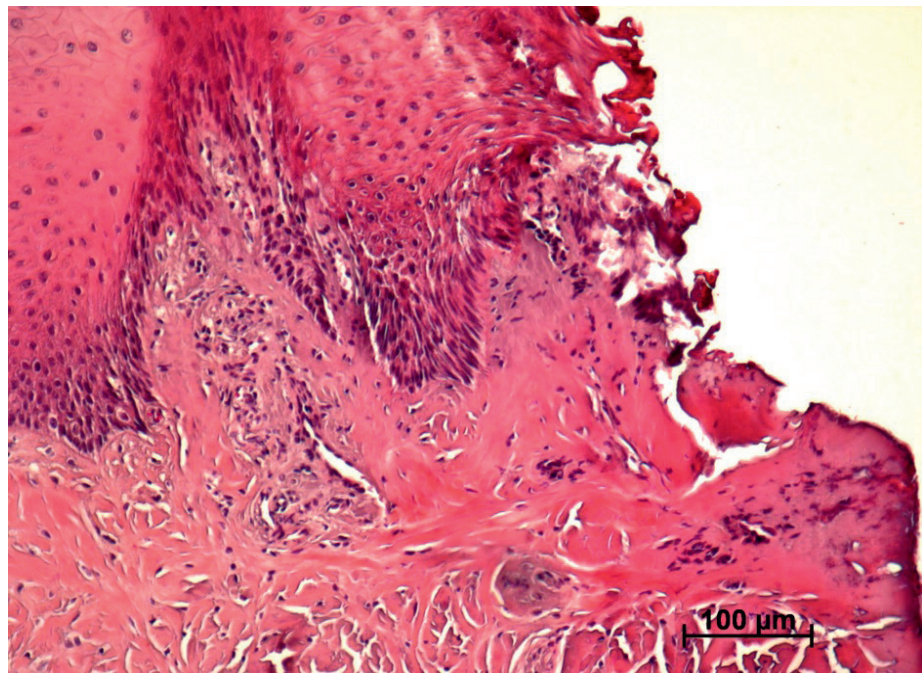


Figura 23 Margen de muestra obtenido con láser Diodo a 3,5W boost PW, en el que se muestra una ruptura del margen epitelial, pérdida de adherencia intraepitelial y subepitelial, núcleos fusiformes e hiper cromáticos y una extensa desnaturalización del colágeno (10x HE)

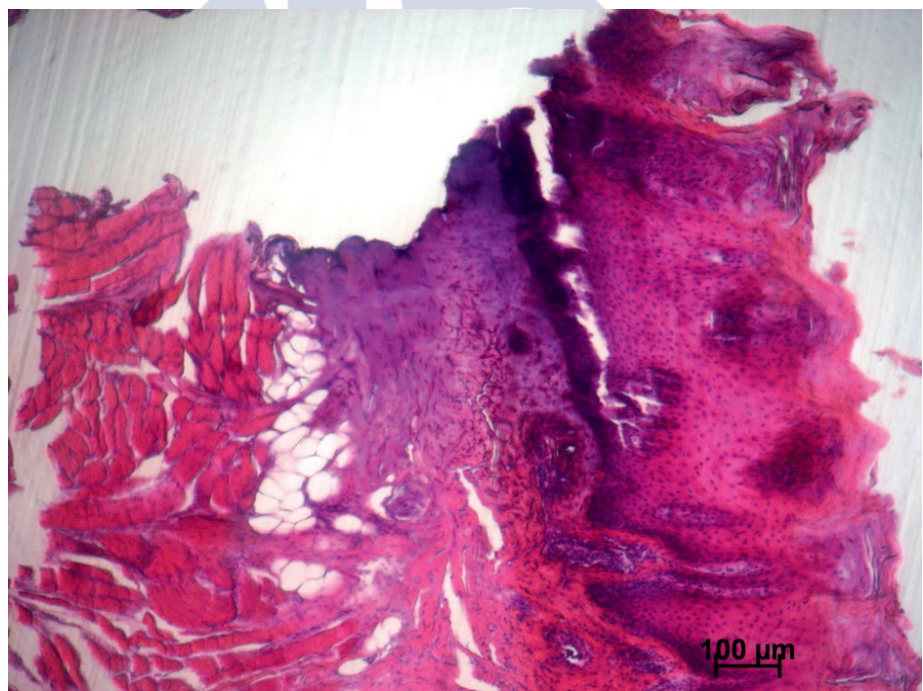


Figura 24 Margen del espécimen histológico obtenido con el láser Nd:YAG, en el que se muestra un daño tisular moderado con un despegue intenso del epitelio, a una ampliación de 5x, teñido con HE.

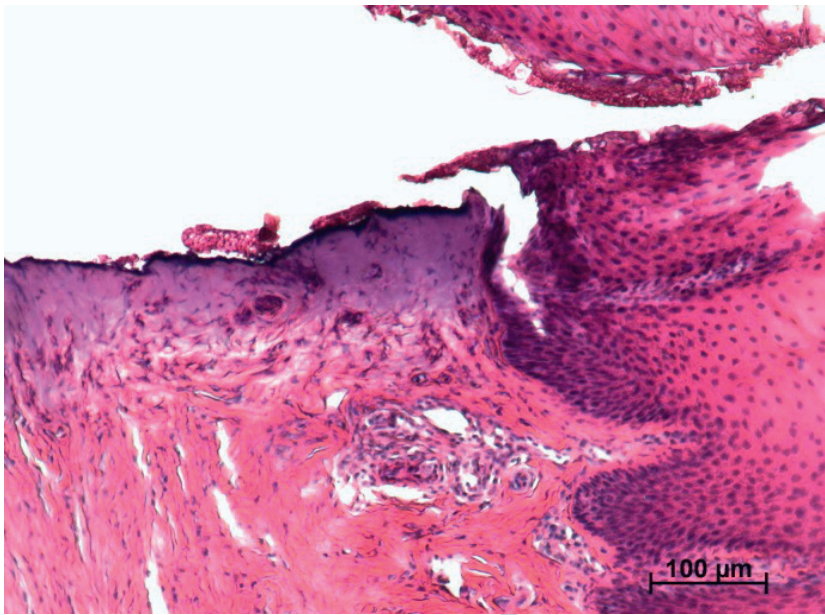


Figura 25 Espécimen histológico obtenido con electrobisturí que demuestra alteraciones tisulares nucleares y citoplasmáticas con presencia de una capa basófila densa bajo el área carbonizada (desnaturalización del colágeno) y despegue del epitelio, teñido con HE a 10x de ampliación.

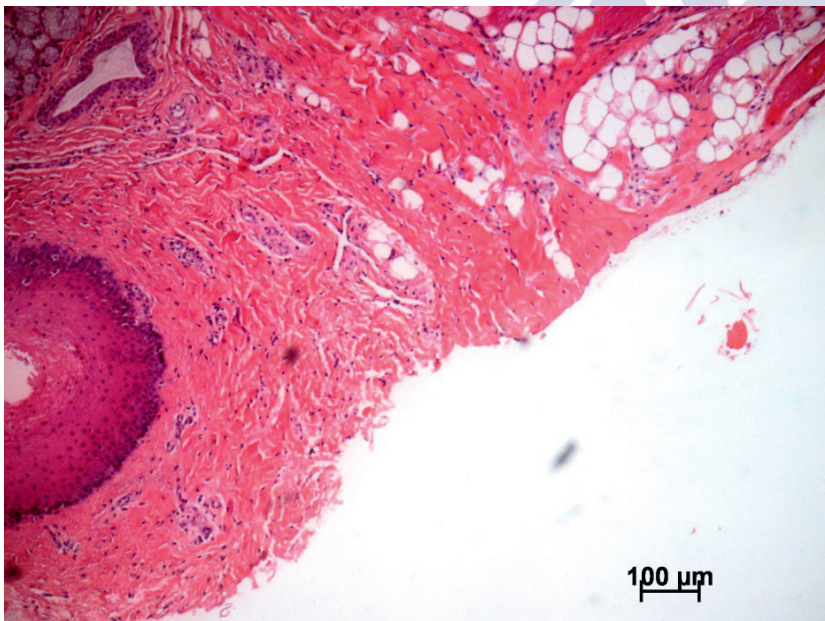


Figura 26 Margen del espécimen histológico usando bisturí frío, en el que se muestra un borde regular y ausencia de artefactos (HE 5x).

H6 = Existen diferencias en la Extensión del Daño Térmico entre la presencia y la ausencia de espray aire/agua al utilizar el láser Er:YAG.

Se recurrió a la Prueba de Mann-Whitney para el análisis estadístico de muestras independientes, con el objetivo de evaluar si existen diferencias estadísticamente significativas en la Extensión del Daño Tisular entre la presencia y la ausencia de espray aire/agua al utilizar el láser Er:YAG. Los resultados de dicho análisis se presentan en la Tabla 17, donde se puede verificar una **media inferior** en la Extensión del Daño Térmico Tisular, en función de la presencia de Espray (media = 67,36) y una **media superior** en la ausencia de Espray (media = 81,87) al utilizar el láser Er:YAG.

Tabla 17 Prueba de Mann-Whitney para analizar las diferencias de medias en la Extensión del Daño Térmico Tisular entre la presencia y la ausencia de espray aire/agua al usar el láser Er:YAG

	Con Espray (n=20)		Sin Espray (n=20)		p
	Media	DT	Media	DT	
Extensión del Daño Térmico Tisular (μm)	67,36	44,523	81,97	41,484	,123

H7 = Existen diferencias en la Extensión del Daño Térmico Tisular causado por el láser CO₂ 7w en Modo pulsado y en continuo.

Se recurrió a la Prueba de Mann-Whitney para realizar el análisis estadístico de muestras independientes, con el objetivo de evaluar si existen diferencias estadísticamente significativas en la Extensión del Daño Tisular provocado por el Modo (pulsado y por el continuo) de emisión del Instrumento Quirúrgico CO₂ 7W. Los resultados se presentan en la Tabla 18, en la que se puede observar un **valor medio inferior** en el Modo Pulsado (media = 485,45) y un **valor medio superior** en el Modo Continuo (media = 571,18) en la Extensión del Daño Térmico Tisular.

Tabla 18 Prueba de Mann-Whitney para analizar diferencias entre las medias de la Extensión del Daño Térmico Tisular del Modo Pulsado y del Modo Continuo del láser CO₂ 7W

	Pulsado (n=10)		Continuo (n=10)		<i>p</i>
	Media	DT	Media	DT	
Extensión del daño Térmico tisular (μm)	485,45	178,581	571,18	183,216	,290

H8 = Existen diferencias en la Extensión del Daño Térmico Tisular en función del Instrumento Quirúrgico utilizado y su respectiva Potencia.

En la Tabla 19, se presentan la Media y la Desviación Típica de la Extensión del Daño Tisular por Instrumento Quirúrgico y Potencia y el valor de *p* de la Prueba Kruskal-Wallis, donde de nuevo se pueden verificar diferencias estadísticamente significativas en la Extensión del Daño Térmico Tisular entre las Potencias de los Instrumentos Quirúrgicos (*p*=,000).

Tabla 19 Media y Desviación Típica de la Extensión del Daño Térmico Tisular por Potencia y valor de *p* de la Prueba Kruskal-Wallis

Extensión del Daño Tisular (μm)		
Er:YAG 2W	Media	76,39
	DT	54,762
Er:YAG 4W	Media	72,94
	DT	28,468
CO₂ 3,5W	Media	306,19
	DT	85,882
CO₂ 7W	Media	528,31
	DT	181,497
Diodo 3,5W	Media	456,15
	DT	108,513
Diodo 3,5W boost	Media	626,82
	DT	220,292
Nd:YAG	Media	670,68
	DT	251,851
Electrobisturí	Media	409,57
	DT	88,224
Bisturí	Media	0,00
	DT	0.000
Asymp. Sig.		,000

(Grouping Variable: Instrumento Quirúrgico)

En la Tabla 20 se muestran la Media y la Desviación Típica de la Regularidad de la incisión por Instrumento Quirúrgico, potencia, modo y spray aire/agua. Se consideraron regulares las incisiones entre 2 y 4.

Al analizar dicha tabla, se verifica que la incisión más regular fue la realizada con el láser CO₂ 3,5W en modo pulsado y 7W en Modo de emisión continuo y la menos regular con el láser Nd:YAG (Figura 27 al 32). El resto de los Instrumentos Quirúrgicos mostraron valores intermedios en la Regularidad de la incisión.

Tabla 20 Frecuencia y porcentaje de Incisión Regular y Media y Desviación Típica de la Regularidad de la incisión por Instrumento Quirúrgico, potencia, modo y spray aire/agua

Instrumento Quirúrgico	Pulsado	Continuo	Spray	Incisión Regular		Regularidad de la Incisión (0-4)	
				Sí (≥2)	No (<2)		
				N	%	media	dt
Er:YAG							
2 W	✓		✓	8 (80%)	2 (20%)	1,9	0,876
	✓			8 (80%)	2 (20%)	1,7	0,949
4 W	✓		✓	6 (60%)	4 (40%)	2,2	1,135
	✓			7 (70%)	3 (30%)	1,9	0,738
CO ₂							
3,5 W	✓			9 (90%)	1 (10%)	2,8	0,789
7 W	✓			10 (100%)	0 (0%)	2,6	0,516
			✓	9 (90%)	1 (10%)	2,6	0,699
Diodo							
3,5 W	✓			2 (20%)	8 (80%)	1	0,667
3,5 W boost	✓			2 (20%)	8 (80%)	0,9	0,738
Nd:YAG	✓			0 (0%)	10 (100%)	0,4	0,516
Electrobisturí	✓			7 (70%)	3 (30%)	1,8	0,632
Bisturí	✓			9 (90%)	1 (10%)	2,6	0,966

H9 = Existe relación entre la Regularidad de la incisión y la Extensión del Daño Tisular

La Tabla 21 muestra la asociación del Coeficiente de Correlación de Spearman entre la *Extensión del Daño Tisular* y la *Regularidad de la incisión*, arrojando resultados que verifican una baja correlación negativa ($r = -,299; p = 0,01$), revelando así cierta correspondencia entre una mayor regularidad de la incisión y una menor extensión del daño tisular.

Tabela 21 Coeficiente de Correlación de Spearman entre la Extensión del Daño Tisular y la Regularidad de la Incisión

	Regularidad de la incisión
Extensión del Daño Tisular (µm)	-,299**

** Correlation is significant at the 0.01 level (2-tailed).

Las imágenes que se encuentran a continuación han sido extraídas de fotografías que fueron obtenidas del margen incisional de los diferentes tipos de Instrumentos Quirúrgicos:

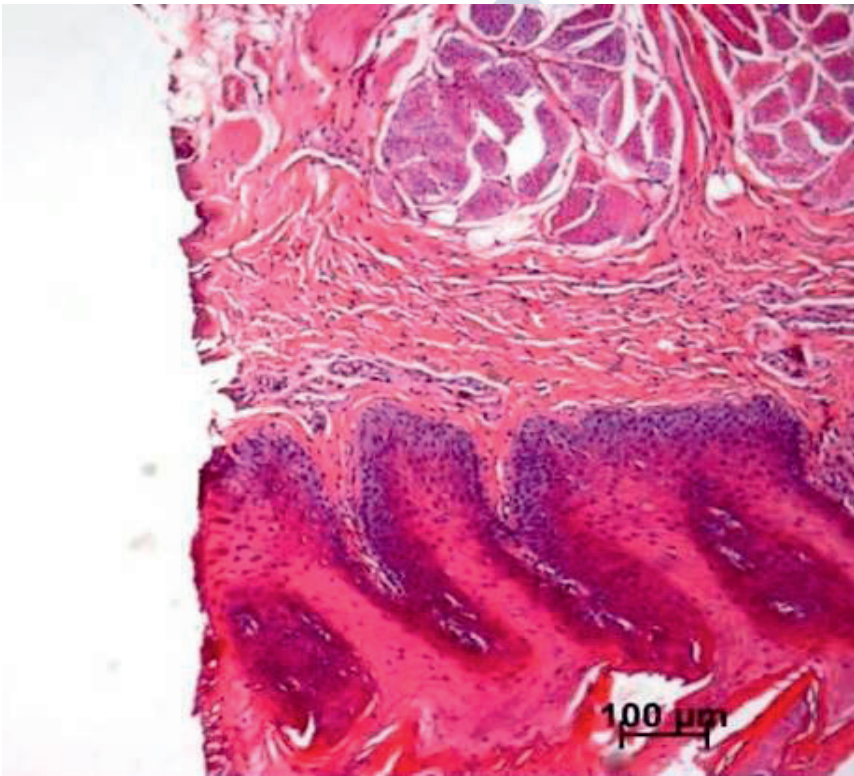


Figura 27 Muestra obtenida con láser Er:YAG a 4W con espray de aire/agua, en la que se muestra un borde regular (HE 5x)

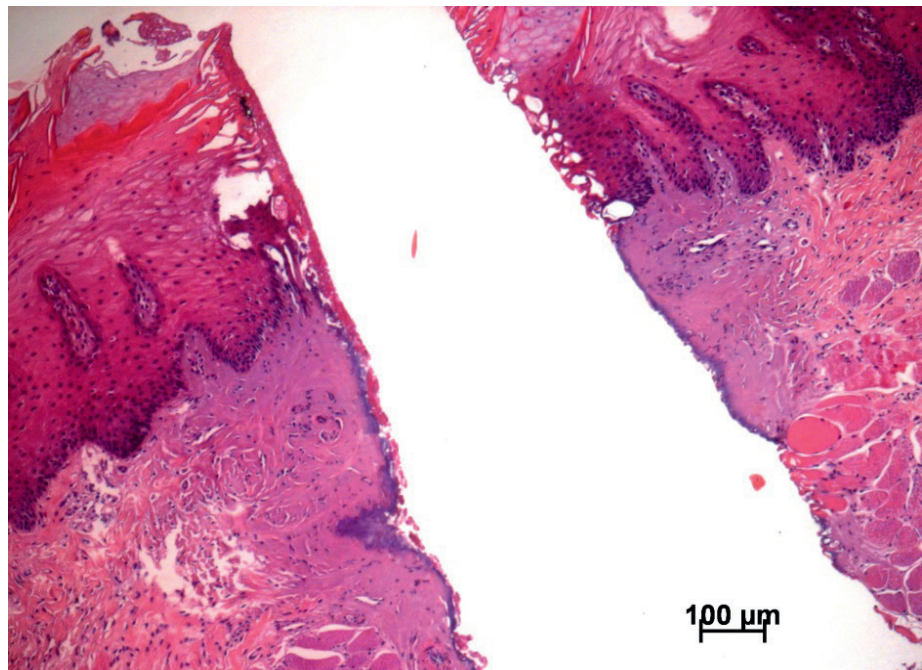


Figura 28 Margen del espécimen histológico obtenido con láser de CO₂ 3,5W PW, en el que se muestra un borde regular (HE 5x)

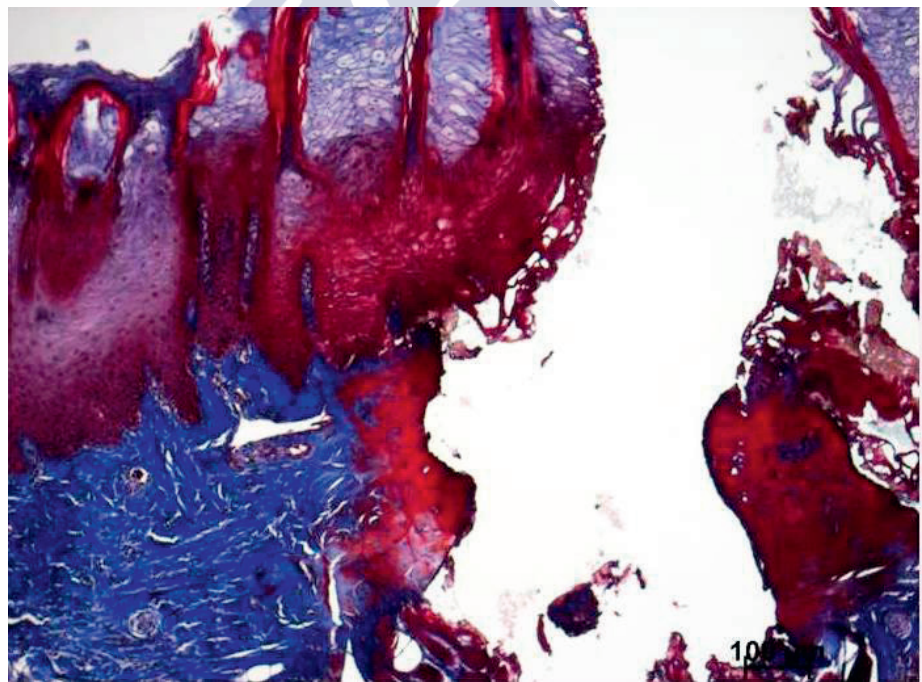


Figura 29 Margen de muestra obtenido con láser Diodo a 3,5W PW, en el que se muestra un borde no regular (TM 5x)

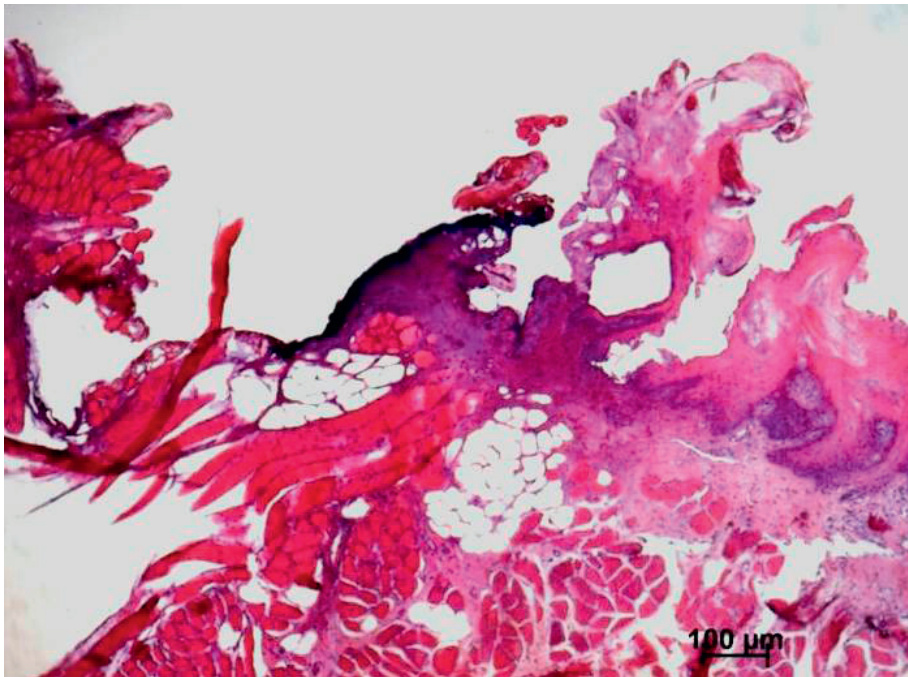


Figura 30 Margen de muestra obtenido con láser Nd:YAG a 6W, en el que se muestra un borde no regular (HE 5x)

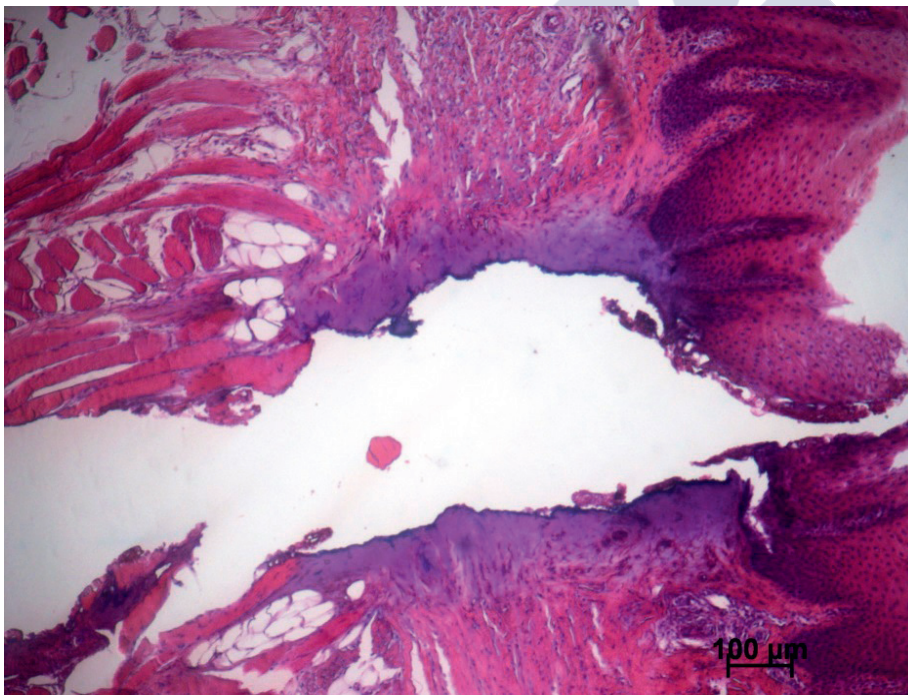


Figura 31 Margen de muestra obtenido con electrobisturí, en el que se muestra un borde incisional regular (HE 5x)

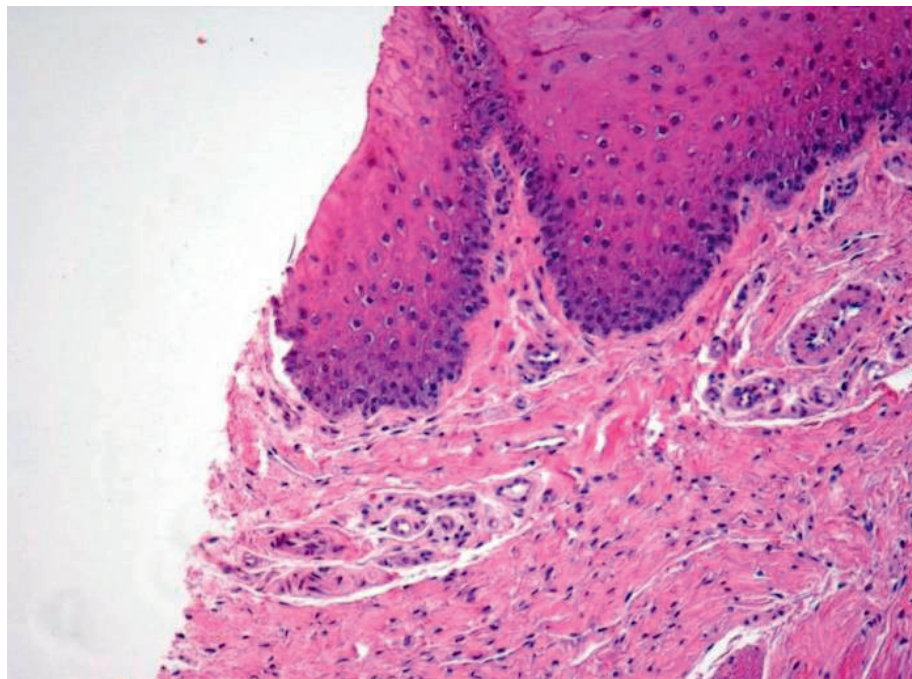


Figura 32 Margen de espécimen histológico obtenido con bisturí frío, en el que se muestra un borde regular (HE 10x)

4.2 Estudio *in vivo*

De los treinta pacientes con lesiones benignas orales, diecinueve fueron mujeres y once hombres. La media de edad fue de 56,77 años, con una variación comprendida entre los 13 y los 78 años.

El tamaño de las lesiones extirpadas se encontraba entre los 0,2 y los 4,7 centímetros de diámetro. Se realizó la biopsia con láser CO₂ de un mucocelo, seis hemangiomas, tres epulis “fissurata”, doce hiperplasias fibroepiteliales, tres papilomas, tres granulomas piogénicos y dos granulomas de células gigantes.

En la Tabla 22 se presentan los casos clínicos de lesiones orales en mucosa humana en los que realizó la biopsia con láser, separados por sexo y por edad del paciente, así como su respectivo Diagnóstico Anatomopatológico.

Tabla 22 Localización, Dimensión y Diagnóstico Anatomopatológico de lesiones orales de tejidos blandos

Caso clínico	Sexo	Edad	Láser	Diagnóstico	Interferencia en el Diagnóstico	Zona de la lesión	Tamaño de la lesión
1	F	42	CO ₂	Granuloma Píogénico	Ausente	Encía inferior 4°C	No facilitado
2	M	47	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Maxilar 1°C Cara palatina	No facilitado
3	M	78	CO ₂	Hemangioma	Ausente	Labio inferior	6x4 mm
4	M	64	CO ₂	Papiloma	Ausente	Cara dorsal de la lengua porción posterior	No facilitado
5	M	67	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Encía superior 2°C	10x6x4 mm
6	F	65	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Encía superior 2°C	6x4 mm
7	F	75	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Encía superior	No facilitado
8	F	72	CO ₂	Hemangioma	Ausente	Labio superior izquierdo	3 mm
9	F	76	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Encía inferior 4°C	7x4 mm
10	F	54	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Maxilar superior	10x6 mm
11	M	57	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Mucosa yugal 3°C	15x10 mm
12	M	78	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Mucosa yugal del labio inferior	2 mm
13	M	70	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Mucosa yugal izquierda	9x7x5 mm
14	F	59	CO ₂	Epúlida "Fissurata"	Ausente	1°C anterior	15x10 mm
15	F	78	CO ₂	Hemangioma	Ausente	Labio inferior	6x4 mm
16	M	16	CO ₂	Hemangioma	Ausente	Mucosa labio inferior	4x3 mm
17	F	33	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Encía inferior de 45 a 38	12x5x5 mm
18	F	78	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Mucosa yugal derecha	6x4 mm
19	F	57	CO ₂	Papiloma	Ausente	Lengua borde derecho	4 mm
20	F	59	CO ₂	Hemangioma	Ausente	Labio inferior izquierdo	8x2 mm
21	F	67	CO ₂	Epúlida "Fissurata"	Ausente	Maxilar superior vestíbulo	47x18x7 mm
22	F	67	CO ₂	Epúlida "Fissurata"	Ausente	Maxilar Inferior vestíbulo	No facilitado
23	F	63	CO ₂	Hemangioma	Ausente	Labio inferior lado izquierdo	5 mm
24	F	42	CO ₂	Granuloma piogénico	Ausente	Encía superior derecha	No facilitado
25	F	38	CO ₂	Granuloma periférico de células gigantes	Ausente	Encía inferior	30x20 mm
26	M	65	CO ₂	Granuloma periférico de células gigantes	Ausente	Encía superior 1°Q	11x7 mm
27	M	38	CO ₂	Mucocelo	Ausente	Labio inferior	No facilitado
28	F	35	CO ₂	Granuloma Píogénico	Ausente	Paladar	15x10x4 mm
29	F	50	CO ₂	Hiperplasia Fibroepitelial	Ausente	Lengua	10x10 mm
30	M	13	CO ₂	Papiloma	Ausente	Labio superior	2x4 mm

Las imágenes a continuación son parte del registro fotográfico de un caso clínico de extirpación quirúrgica de una malformación vascular en la mucosa yugal derecha con el láser de CO₂:



Figura 33 Presentación clínica de una pápula azul en la mucosa yugal anterior derecha diagnosticada clínicamente como una malformación vascular



Figura 34 Escisión de la lesión con láser de CO₂ (10,600nm)

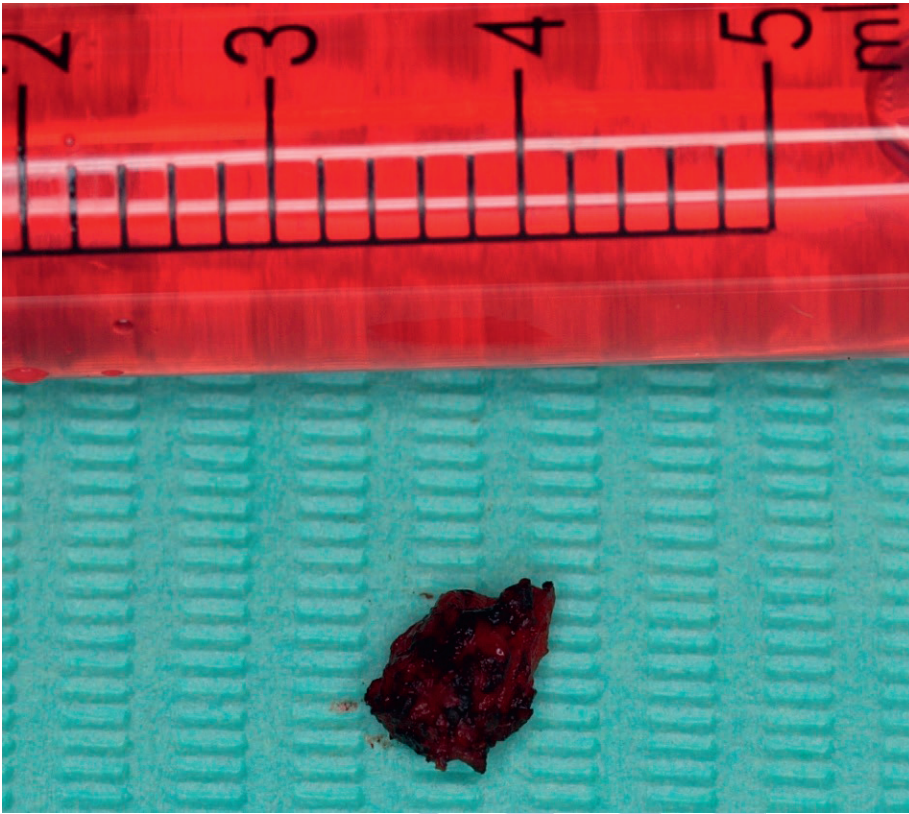


Figura 35 Aspecto macroscópico del espécimen quirúrgico



Figura 36 Aspeto clínico después de tres semanas de la cirugía



5 Discusión





Los avances científicos y tecnológicos en Medicina han permitido desarrollar instrumentos con claras ventajas en varias áreas, como es el caso de la cirugía oral, cuando son comparados con las técnicas tradicionales. La tecnología láser ha mostrado una particular utilidad y eficiencia en multitud de procedimientos quirúrgicos.¹⁰³

Los láseres más utilizados y estudiados para cirugías orales incluyen los láseres de Diodo, Nd:YAG, Er:YAG y CO₂. Sin embargo, la interacción del láser con los tejidos puede crear daños térmicos en los tejidos diana, lo que podrá, no solo causar problemas inflamatorios, sino también perjudicar seriamente el análisis histopatológico de las lesiones en las que se realizó la escisión.⁵⁶

Existen varios estudios en la literatura sobre el uso del láser en la biopsia oral del tejido blando, pero solo algunos de ellos se enfocan en los daños causados por este dispositivo en los márgenes periincisionales de muestras de tejido o incluyen variables limitadas a un solo tipo de longitud de onda o sin control con otras técnicas tradicionales.¹⁰²

Realizamos, inicialmente, una revisión de artículos científicos sobre la evaluación histológica de los márgenes quirúrgicos de tejidos blandos orales irradiados con diferentes tipos de láseres (Tabla 23, en anexos). Una variedad de animales, tales como primates, cerdos, ovinos, bovinos y perros, han sido utilizados para la enseñanza y la experimentación de técnicas quirúrgicas orales. Materiales cadavéricos y partes de animales también se han utilizado como modelos experimentales para técnicas de biopsia oral. El uso de modelos animales y su validez para la ciencia en este campo ha sido más que probada.¹⁵² Verificamos que algunos estudios^{32, 53-57, 102, 117} han revelado que los láseres CO₂, Er:YAG, Nd:YAG y Diodo pueden ser dispositivos útiles en cirugía

oral de tejidos blandos orales con pequeños daños térmicos, permitiendo un diagnóstico histológico correcto.

En este sentido, el objetivo de este estudio era estudiar el efecto del láser en los márgenes quirúrgicos, realizando una evaluación histológica (*ex vivo*) de los efectos térmicos tisulares inducidos por diferentes tipos de Instrumentos Quirúrgicos, incluyendo diferentes tipos de láser, de cara a determinar la extensión exacta de las señales térmicas periféricas. A continuación, nuestro objetivo fue evaluar la interferencia de la utilización del láser en el diagnóstico histológico de lesiones de la mucosa oral humana sometidos a tratamiento con láser y enviados para a diagnóstico anatomopatológico.

La presentación de los tópicos de la discusión se realizada teniendo en cuenta la relevancia que ha tenido el Tipo de Instrumento Quirúrgico para este estudio.

5.1 Estudio ex Vivo

Evaluación Macroscópica

El área de carbonización macroscópica fue evidente en todas las muestras irradiadas con los láseres de Diodo, Nd:YAG, CO₂ y electrobisturí. Los instrumentos que presentaron un mayor Grado de Carbonización de los tejidos fueron los láseres Nd:YAG y el de CO₂ a 7W CW, mientras que el láser Er:YAG, incluso sin el spray de aire/agua, provocó una carbonización poco relevante y ninguna, cuando utilizado con spray de aire/agua, independientemente de la potencia utilizada.

En el trabajo realizado por Cercadillo-Ibarguren et al.³² en clasificación macroscópica, os láseres CO₂ y Diodo siempre arrojaron valores superiores de carbonización, probablemente debido a los mayores niveles de potencia y al modo de emisión continuo, así como a la longitud de onda utilizada en su trabajo (830 nm).

En este estudio, también se encontró una asociación significativa entre la Extensión del Daño Tisular y el Grado de Carbonización (hipótesis 6), demostrando que, cuanto mayor es el Grado de Carbonización causado por el Instrumento Quirúrgico, mayor es el daño térmico inducido en el espécimen. En este caso, los láseres Nd:YAG y CO₂ de

7W CW con grado cuatro de carbonización también presentaron los mayores valores de Extensión de Daño Tisular, mientras que el láser Er:YAG con los menores valores de daño térmico, incluso sin spray de aire/agua provocó una carbonización poco relevante, y ninguna cuando fue usado con spray de aire/agua, independientemente de la potencia utilizada. Estos resultados parecen indicar que en cirugías de tejidos blandos el Grado de Carbonización de la mucosa oral puede ser un indicador clínico del daño que estamos induciendo en los tejidos.

Evaluación Histológica

En relación a la Regularidad de la incisión, la mejor incisión se obtuvo con el láser CO₂, independientemente del modo o de la potencia; mientras que la peor se obtuvo con el láser Nd:YAG. Estos resultados parecen confirmar los hallados por Merigo et al.⁵⁵ en su estudio, donde verificaron resultados buenos y regulares con el láser CO₂ y peores con el Nd:YAG. Sin embargo, en nuestro estudio, el láser de Diodo no mostró la misma calidad de incisión que fue encontrada por los autores anteriores, probablemente debido a la diferencia de longitudes de onda del láser Diodo utilizado, que fue de 808 y no de 980 nm. La calidad intermedia de las incisiones del láser Er:YAG están de acuerdo con los resultados de dichos autores y no parecen tener relación con la presencia de spray aire/agua.

Cuando comparamos la Regularidad de la incisión con la Extensión del Daño Térmico Tisular, verificamos una asociación significativa, donde los cortes con mayor Regularidad de la incisión se correspondieron con los casos con menor Extensión de Daño Tisular. Los resultados de Vescovi et al.¹¹⁷ sostienen esta hipótesis en el análisis en mucosa oral humana con láseres Nd:YAG a 3,5 W y 5W, donde no encontraron una diferencia estadísticamente significativa, aunque la incisión fuera mejor y la Extensión del Daño Tisular menor en los especímenes obtenidos con el láser de menor potencia.

Es posible que algunos artefactos sean causados por la contracción del colágeno en el tejido dérmico, así como un subsecuente encogimiento irregular durante la técnica realizada. Esta distorsión, junto con los cambios asociados a la fijación y artefactos del corte puede haber contribuido a que se produjese alguna irregularidad observada en los márgenes.¹¹⁷

La mayor parte de los estudios que se encuentran en la bibliografía subrayan que el resultado del aumento de temperatura puede ser inferido a partir de desnaturalización e hialinización del tejido cercano al área irradiada, y puede ser evaluada utilizando técnicas convencionales de microscopia y tinción de hematoxilina-eosina (HE), que presentan un área de coagulación eosinofílica.^{39, 43} En este sentido, y en este estudio, utilizamos la coloración Tricrómica de Masson para falsos positivos porque esta técnica diferencia sin ambigüedad el colágeno dañado térmicamente del tejido afectado, tal y como muestran varios documentos de la especialidad.^{31, 153}

Todos los tipos de Instrumentos Quirúrgicos utilizados en este estudio indujeron algún tipo de Alteración Tisular Artefactual, sobre todo localizada en las capas basal y suprabasal del epitelio lingual, lo que coincide con los registros de muchos autores^{53, 56}, y del tejido conjuntivo.

Los Instrumentos Quirúrgicos que indujeron un mayor número de artefactos fueron el láser Nd:YAG y el electrobisturí, principalmente a nivel nuclear, mientras que el láser Er:YAG fue el que generó menores alteraciones a nivel epitelial (núcleos y citoplasma), tal como describieron Merigo et al.⁵⁵ Sin embargo, la pérdida de adherencia fue mayor con el electrobisturí y con los láseres Diodo a 3,5W boost y Nd:YAG, donde dichos autores solo la encontraron en este último láser. También se puede decir que la pérdida de dicha adherencia constituyó la alteración citológica más destacada entre el láser Diodo a 3,5W y a 3,5W boost PW, ya que los otros tipos de Alteraciones Tisulares fueron bastante semejantes. Cercadillo-Ibarguren et al.³² encontraron una gran cantidad de artefactos celulares en muestras irradiadas con láser Diodo, alcanzando en ocasiones más del 75% del perímetro irradiado, como hipercromatismo, vacuolización intracelular y alteración estructural, cuando comparados con los otros tipos de láseres. En el mismo estudio, el grupo del láser CO₂ presentó una cantidad variable de artefactos, sin exceder el 75% del margen irradiado. Zaffe et al.⁶⁶, en un estudio sobre extirpación quirúrgica de frenillos labiales, encontraron la mayor parte de las alteraciones morfológicas (núcleos fusiformes, sin nucleolos, edema intracelular y fisuras en la lámina epitelial) en los márgenes de biopsias realizadas con el láser CO₂, mientras que con el láser Er:YAG no verificaron alteraciones relevantes. González-Mosquera et al.⁵³ de-

clararon que el hipercromatismo y el alargamiento de núcleos eran los artefactos citológicos más comunes en muestras obtenidas utilizando láseres de CO₂. De hecho, en nuestro estudio fueron artefactos visualizados con una gran frecuencia a nivel nuclear, aunque también se verificaron grandes porcentajes de alteraciones citoplasmáticas y conjuntivas. La utilización de la coloración Tricrómica de Masson permitió en todos los casos poder detectar falsos negativos o falsos positivos en el análisis realizado. Las alteraciones a nivel del tejido conjuntivo consideradas como fusión y homogeneización del colágeno se observaron en todas las muestras de lengua con valores muy semejantes, dentro de los que solo el láser Er:YAG con espray aire/agua arrojó valores ligeramente inferiores. El electrobisturí reveló valores muy elevados de Alteraciones Tisulares semejantes al láser de Nd:YAG, lo que coincide con el estudio comparativo de cirugía láser y electrocirugía de Vitale et al.¹⁵⁴, donde los mayores daños fueron encontrados en biopsias con electrocirugía, principalmente a nivel epitelial. Matsumoto et al.³⁷, en análisis histológicos de tejido lingual humano, verificaron que el láser CO₂ produjo menos artefactos térmicos que el electrobisturí.

Al realizar un análisis de la literatura, se encuentran estudios^{55, 117} que describen alteraciones vasculares en los tejidos irradiados por láser en todas las muestras, exceptuando las del láser Er:YAG, con medias de extensión entre los 200 y 400 μ m, dentro de las cuales los mayores valores se encontraron en el láser Nd:YAG. Aún así, en nuestro estudio se deparó con ausencia casi completa de este tipo de alteración, probablemente debido a la pérdida de perfusión de las muestras y a la pérdida de cromóforos, incluso cuando ésta se redujo al usar muestras frescas.

En el análisis de la Extensión del Daño Tisular por Artefacto histológico inducido por los Instrumentos Quirúrgicos, podemos afirmar que la medida del daño térmico fue, por lo general, mayor en la presencia de dichas Alteraciones Tisulares. Esto sugiere que en los márgenes quirúrgicos con mayor Extensión del Daño Tisular más artefactos histológicos deben ser encontrados. Esta diferencia en la Extensión del daño entre la presencia o ausencia de tales Alteraciones Tisulares Artefactuales fue estadísticamente significativa, confirmando así nuestra hipótesis 3. Los resultados de Vescovi et al.¹¹⁷ con el láser Nd:YAG, aunque no fueron estadísticamente significativos, sí fueron los resul-

tados en los que una mayor potencia indujo mayor alteración epitelial, conjuntiva y vascular, coincidiendo con un mayor daño térmico tisular. También encontraron una tendencia de asociaciones en el Tipo de Instrumento Quirúrgico y su potencia y las Alteraciones Tisulares inducidas, excepto la Alteración “Disecación” del tejido conjuntivo, lo que llevó a concluir que puede existir una posible dependencia de las variables (Hipótesis 2).

Se hizo la prueba de Kruskal-Wallis para reforzar estas hipótesis y para poder demostrar la relación entre la Extensión del Daño Térmico y el Score Núcleos, el Score Citoplasma y el Score Conjuntivo (Hipótesis 4) (Tabla 13), donde también se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre el número de alteraciones de estos tres Scores. Así, se verificó una mayor Extensión del Daño Tisular en el Score núcleos de valor 3, en el Score citoplasma de valor 2 y en el Score Conjuntivo de valor 2, o sea, lo que se corresponde con un mayor número de alteraciones dentro de cada Score. Y, aunque estos resultados histológicos fueran los esperados, fortalecen la calidad de la muestra en estudio.

El Instrumento Quirúrgico que mostró menor Extensión del Daño Térmico Tisular fue el láser Er:YAG, seguido del CO₂ a 3,5W en modo pulsado, y el que indujo mayor daño térmico fue el láser Nd:YAG. Este es un resultado que se corresponde con el estudio *ex vivo* de Merigo et al.⁵⁵ con diferentes longitudes de onda.

El Instrumento con mayor Extensión del Daño Térmico Tisular fue el láser Nd:YAG (670,68 μm), seguido del Diodo a 3,5W boost PW (626,82 μm), el de CO₂ a 7W CW (571,18 μm), posteriormente se encuentran el de CO₂ a 7W PW (485,45 μm), el Diodo a 3,5W PW (456,15 μm), el electrobisturí (409,57 μm) y, por último, los láseres de CO₂ a 3,5W PW (306,19 μm) y el Er:YAG (74,66 μm), independientemente de su Potencia, Modo o Espray aire/agua.

Láser Er:YAG

Aunque las incisiones no fueron muy regulares visualmente, el láser Er:YAG mostró el mejor desempeño en términos de anatomía histológica, además de provocar el menor daño térmico marginal, especialmente con la potencia de 2W con espray aire/agua. Ante los resultados

obtenidos, aunque no es estadísticamente significativa, existe cierta tendencia para afirmar que, en este estudio, la presencia de spray aire/agua minimizó el riesgo de producir lesión térmica sin efectos de carbonización (Hipótesis 6). De este modo, podemos mostrar nuestro acuerdo con Zaffe et al.⁶⁶, Merigo et al.⁵⁵ y Romeo et al.⁵⁴, en relación al mejor resultado en términos de “respeto por el tejido” por el láser Er:YAG. Se registraron valores inferiores a un milímetro de daños periféricos en muestras *in vivo* irradiadas con este láser, incluso utilizando energías de 150mJ, donde los mejores resultados se obtuvieron con potencias intermedias (80-100 mJ), envolviendo solo una capa del epitelio. Así, los autores concluyeron que los daños térmicos del láser Er:YAG eran insignificantes y que la legibilidad de los márgenes periincisionales era posible.⁵⁴ La capacidad de corte del láser Er:YAG fue analizada en pocas ocasiones en términos de sus efectos en la histología del tejido en procedimientos patológicos orales, pero un estudio *in vitro* con láser Er:YAG en Urología, operando a una fluencia superior a 4 J/cm² y con una tasa de repetición de menos de 20 Hz y una duración de pulso de 70 microsegundos, fue posible realizar una incisión rápida de los tejidos de la uretra, con un mínimo de efectos colaterales térmicos y mecánicos.¹⁵⁵ Sin embargo, Tamarit-Borràs et al.³³ consideran que este láser tiene una menor utilidad en tejidos blandos, ya que no consigue una boa homeostasia en las intervenciones quirúrgicas.

Láser Nd:YAG

Aunque las alteraciones tisulares para los láseres CO₂ y Diodo, también fueron mejor marcadas para el láser Nd:YAG, tal vez debido al efecto de calentamiento en los tejidos y por la profunda absorción, comparado con otras longitudes de onda^{29, 35}, su luz es en un principio absorbida por la melanina y por la hemoglobina, permitiendo que la energía penetre más en profundidad en el tejido. El láser Nd:YAG probó ser el Instrumento Quirúrgico más agresivo, llegando a superar 1 mm en una de las incisiones, tal como Romeo et al.¹⁴⁶ encontraron, esto es, provocando daños severos con despegue extenso de por lo menos 1,5 mm al probar el efecto de diferentes láseres en lenguas de cerdo. De hecho, en el trabajo de Merigo et al.⁵⁵, el aumento de la temperatura en profundidad fue el más consistente para el láser Diodo y Nd:YAG, lo que puede

estar claramente relacionado con la extensión de las alteraciones tisulares. Vescovi et al.¹¹⁷ realizaron un análisis histológico preliminar de muestras de la mucosa oral humana comparando el láser Nd:YAG con el bisturí tradicional y concluyeron que este láser induce efectos térmicos graves en especímenes pequeños (menos de siete milímetros), independientemente de la frecuencia y de la potencia utilizadas. Aún así, los mismos autores también verificaron que la fragmentación del tejido y lesión térmica con artefactos citológicos no afectó el diagnóstico histológico ni la precisión de la evaluación de los márgenes de resección.

Láser CO₂

Al analizar relatos bibliográficos y la Tabla 23, se puede constatar que el láser CO₂ es de hecho la primera elección para cirugía de tejidos blandos, principalmente con humanos. Esto se debe a todas las ventajas que presenta, incluyendo su capacidad de hemostasis, desinfección del campo, buena cicatrización, cicatriz mínima y disminución del dolor postoperatorio^{3, 42}, así como a la vasta experiencia que este tipo de láser presenta.^{33, 38} Seoane et al.⁵⁶ concluyeron que el láser CO₂ (3W-12W) genera daños térmicos epiteliales no relacionados con la potencia utilizada. Sin embargo, en nuestro estudio, la Extensión del Daño Térmico Tisular inducido por este láser con potencia de 3,5W en modo pulsado parece ser el más indicado para preservar los tejidos con lesiones térmicas medias de (306,19 μ m), mientras que el láser con 7W en PW lesionó en media (485,45 μ m) y el CO₂ de 7W en CW fue el que causó un mayor daño térmico periférico, con un extenso despegue dermoepitelial y homogeneización del corión, lesionando una media de (571,18 μ m), aunque todos ellos quedaron por debajo de 1 mm de extensión. Aún así, esta diferencia entre el Modo continuo y el pulsado del láser CO₂ no fue estadísticamente significativa (Hipótesis 4). También Palaia et al.⁵⁷, en un estudio *ex vivo* con el láser de CO₂, obtuvieron resultados interesantes sobre toda la gama de parámetros de energía aplicada, sin diferencias estadísticamente significativas en los diferentes grupos tratados con CW y PW. El daño térmico en todos los grupos fue claramente menor a 1 mm, lo que quedó demostrado por la media de daños térmicos en la capa epitelial, que era de cerca de 0,095 mm, y en el tejido conjuntivo, que fue de cerca de 0,245 mm. Esto confirma los excelentes resultados

obtenidos con este láser, especialmente cuando es utilizado en modo pulsado con los parámetros 3W en CW o PW a 50Hz. Suter et al. sugieren que los dos modos de este láser son adecuados para biopsias intraorales⁴⁰, sin que observaran diferencias significativas en la extensión del daño térmico entre los modos CW y PW.⁶⁰ En contraposición, Matsumoto et al.³⁷ encontraron diferencias estadísticamente significativas en la extensión de los daños térmicos entre el modo pulsado ($269 \pm 38,72 \mu\text{m}$) y el continuo ($306 \pm 32,04 \mu\text{m}$) en lesiones de lengua humana.

En nuestro estudio la Extensión del Daño Térmico Tisular con el láser de CO_2 obtuvo un valor medio de ($454,27 \mu\text{m}$) hasta un valor máximo de ($844,37 \mu\text{m}$ – con 7W en CW), en comparación con algunos resultados descritos en la literatura, con intervalo de $70\text{-}750 \mu\text{m}$ ^{37, 53, 55, 56}, lo que puede justificar la necesidad de incluir una cantidad adicional de tejido saludable marginal que supere la extensión esperada de daño térmico epitelial en el caso de la necesidad de utilización del láser de CO_2 a 7W CW.

Láser Diodo

O efecto térmico de este láser en este estudio fue elevado, principalmente cuando fue usado en la modalidad 3,5W boost. Otros autores describen menores efectos térmicos, hasta $623 \mu\text{m}$ ¹⁰² de extensión, pero realizados con potencias más reducidas. Los valores más próximos de nuestro estudio a $750 \mu\text{m}$ fueron descritos⁵⁵ con potencias de 3W y 5W pero la longitud de onda, tal como el de el resto de los autores referidos, fue de 808nm. Romeo et al.¹⁴⁶ encontraron diferencias entre los efectos térmicos del láser Diodo de 980 nm y el de 808 nm utilizados en lenguas de cerdo, donde el de mayor longitud de onda, en general, obtuvo un efecto térmico muy extenso. El corión, por su lado, sufrió daños de más de 1,5 mm, así como el epitelio los sufrió de más de 1 mm, además de un gran despegue dermoepitelial. En cambio, con láser Diodo de 808nm en modo pulsado el daño celular periincisional fue claramente más reducido, obteniendo los mejores resultados, los cuales originaron un daño periférico inferior a 1 mm.

En un estudio *ex vivo* Cercadillo-Ibarguren et al.³², el grupo sometido a láser Diodo, incluso con longitud de onda a 830 nm, fue el que produjo la mayor extensión de daño celular térmico. En análisis histo-

lógico, sus preparaciones presentaron claras y extensas áreas de carbonización y de artefactos.

Jin et al.¹⁵⁶ compararon la cicatrización de heridas tras realizar incisiones con bisturí, con láser Diodo y con láser Er, Cr:YSGG en mucosa oral de conejillos de india. Los autores del estudio consideraron el láser Diodo como un buen dispositivo de corte para la mucosa oral; sin embargo, ocasionó más daños en los tejidos que el bisturí o el láser Er, Cr:YSGG.

También se encontraron alteraciones epiteliales como núcleos fusiformes, hiperchromatismo nuclear y citoplasmático y pérdida de adherencia intercelular inducidas por el láser Diodo. Dichas alteraciones ya habían sido descritas como consecuencia de la utilización del láser CO₂ en mucosa oral.⁵⁶ Un diagnóstico equivocado de estas alteraciones puede llevar a un abordaje terapéutico equivocado, ya que estos criterios de displasia son particularmente relevantes para predecir el potencial maligno de la lesión.^{53, 113} Para prevenir esta situación indeseada, Angiero et al.¹⁵⁷ sugirieron aumentar la incisión quirúrgica con el láser Diodo (808nm), incluyendo añadir tejido marginal saludable de por lo menos 0,5 mm cuando se trate de una lesión que sospecha que pueda ser displásica o neoplásica. De la misma manera, un daño tisular más amplio también se describió a partir de estudios *in vivo* en seres humanos cuando se utiliza el láser diodo, soportando así la idea de ampliar la cantidad de tejido saludable en la muestra hasta 3 mm.¹⁵⁸

Electrobisturí

El electrobisturí fue usado en este estudio como instrumento tradicional de comparación, ya que la gran mayoría de los médicos dentistas lo tienen en su consultorio. La electrocirugía tiene muchas aplicaciones en todas las áreas de la Medicina Dental, aunque no sea una técnica ampliamente utilizada.

En un estudio llevado a cabo por Hall et al.¹⁵⁹ y en otro desarrollado por Vasconcelos et al.¹⁶⁰ se compararon los efectos de la electrocirugía y del bisturí en la cicatrización de incisiones en humanos, usando microscopía electrónica, y en ambos no se encontraron diferencias estadísticamente significativas y todas las heridas cicatrizaron en un plazo de 7 días.

En otro estudio¹⁶¹, los autores compararon las heridas causadas

por el bisturí, criocirugía, electrobisturi y láser CO₂ en incisiones en lengua de ratones, demostrando que las heridas con un bisturí cicatrizaron más deprisa que con cualquier otra de las técnicas utilizadas, probablemente debido a la proximidad de los márgenes de las heridas (todas las heridas realizadas con bisturí fueron saturadas).

Los porcetajes de las Alteraciones Tisulares observadas en las incisiones con el electrobisturí fueron superiores a las de otros tipos de Instrumento Quirúrgico, aproximándose a los valores alcanzados por el láser Nd:YAG, no obstante, la Extensión del Daño Térmico fue inferior a la esperada, dando la idea de tratarse de un dispositivo que en las presentes muestras no fue tan agresiva, biológicamente hablando. De hecho, la evaluación histológica de los especímenes reveló en nuestro estudio un daño térmico tisular mucho más extenso en el grupo en que se realizaron incisiones con los láseres CO₂ a 7W, Nd:YAG y Diodo, en comparación con el grupo del electrobisturí. Esta observación ya ha sido observada en otros estudios^{51, 162, 163}, aunque también se ha rebatido en otros.^{164, 165} Aún así, todos estos estudios fueron realizados *in vivo*, sería interesante hacerlo también en otros trabajos para poder evaluar el comportamiento de este dispositivo.

Otro de los estudios fue el de Schoinohoriti et al.¹⁶² en una evaluación histológica de la secciones coloreadas con HE a partir de muestras de mucosa oral suina, donde se revelaron lesiones compatibles con el daño térmico adyacente a incisiones realizadas con láser CO₂, MES (electrocirugía monopolar) y MRS (radiocirugía). La necrosis coagulative fue evidente en una zona de hialinización basofílica, exhibiendo una pérdida de textura fibrilar del colágeno. El tercer día, la inflamación en su mayor parte se extendía al tejido conjuntivo sub-epitelial y muscular subyacente, pero las células inflamatorias eran también en el epitelio. Se verificó también una tendencia a una infiltración inflamatoria más extensa en los márgenes de la incisión con láser CO₂, en proporción con los daños térmicos laterales más extensos producidos por este instrumento.

Tamarit Borrás et al.³³ recomiendan el uso del bisturí convencional en conjunto con el eléctrico porque con el primero se obtiene un corte más eficaz y menos lesivo y con el segundo se asegura la obtención de un mejor control del sangrado intraope-

ratorio. Además, el coste es relativamente bajo y supone una buena alternativa cuando no se dispone de láser en la consulta.

Bisturí

En los especímenes obtenidos con el bisturí convencional, tal y como se esperaba, no se encontraron daños térmicos ni en el tejido epitelial ni en el conjuntivo.

Aunque no se encontraron alteraciones citológicas o estructurales en el margen de muestras obtenidas con un bisturí convencional, las muestras pueden verse afectadas por una serie de artefactos por aplastamiento, separación, fragmentación y pseudocistos que resultan del manoseo inadecuado de las muestras.¹⁴⁴ Los resultados de los estudios pueden también ser influenciados por la competencia de los operadores al realizar los procedimientos quirúrgicos asistidos por láser.⁵⁴

Uno de los principales objetivos de este estudio (Hipótesis 1) fue determinar la Extensión del Daño Térmico Tisular por tipo de Instrumento Quirúrgico, así como cuál era el mejor dispositivo para realizar un examen Anatomopatológico viable y fidedigno sin que el médico dentista o el paciente tengan que abdicar de su comodidad en el intra y postoperatorio. Se encontraron diferencias estadísticamente significativas en la Extensión del Daño Tisular entre los diferentes Instrumentos Quirúrgicos utilizados. Por orden creciente de Extensión del Daño Térmico inducido por los dispositivos se observó: los láseres Er:YAG, CO₂ a 3,5W en PW, el electrobisturí, el láser Diodo a 3,5W, el de CO₂ a 7W en PW, el de CO₂ a 7W en CW, el láser Diodo 3,5W boost y el Nd:YAG.

El menor número de Alteraciones Tisulares y la menor Extensión de Daño Térmico inducido por el láser Er:YAG parece ser un indicador de su potencialidad para cirugías de tejido blando de la mucosa oral, asegurando una evaluación histológica exitosa. Aún así, al no presentar una propiedad hemostática eficaz, el que menos daños tisulares indujo y mejor capacidad de hemostasis demostró fue el láser de CO₂ a 3,5W en modo pulsado de emisión, además de haber presentado incisiones más regulares. El láser Diodo y el Nd:YAG obtuvieron los peores resultados en la preservación del tejido periincisional por lo que parecen requerir un conocimiento adecuado de sus características, así como una

elección apropiada de los parámetros, todo ellos asociado a un periodo de entrenamiento.

5.2 Estudio *in vivo*

En la transferencia del estudio *ex vivo* para cirugía *in vivo* los médicos han de tener en consideración el calentamiento del tejido hasta 53 C (37 C de la temperatura del cuerpo, más el aumento de la temperatura ocasionado por el láser, que en el caso del láser Diodo se corresponde con un aumento en profundidad de 16°C), así como la posible adaptación, principalmente en modo continuo, de una técnica quirúrgica y sistemas que permitan el enfriamiento de los tejidos.⁵⁵

En la literatura científica actual existen pocos estudios *in vivo* relacionados con la evaluación de biopsias periincisionales realizadas con láser. Los tejidos patológicos *in vivo*, en comparación con los *ex vivo* se caracterizan por una mayor concentración de líquido, cohesión celular inferior y cantidades normales o patológicas en sangre (por ejemplo, vascularización o enfermedades autoinmunes o inflamatorias, respectivamente).^{22, 102}

La pequeña Extensión del Daño Tisular obtenida con el láser de CO₂ en este estudio en lengua porcina *ex vivo*, con el mejor desempeño a una potencia de 3,5W en modo de emisión pulsado, se debe a su capacidad hemostática, manteniendo el campo operatorio limpio, al igual que un sangrado postoperatorio mínimo⁶⁹. Se procedió a la escisión quirúrgica de lesiones de mucosa oral humana con este láser para realizar un estudio, ahora *in vivo*, de la viabilidad de los respectivos márgenes quirúrgicos para poder analizarlos correctamente anatomopatológicamente. Como apoyo para esta selección de dispositivo quirúrgico para el estudio *in vivo* encontramos en la literatura una gran cantidad de estudios efectuados con el láser de CO₂ y su respectivo análisis histológico (Tabla 23, en anexo). Este láser ha sido indicado para el tratamiento de lesiones benignas, tales como papilomas, fibromas, hemangiomas, úlceras aftosas, frenillos de las mucosas o anquiloglosia, así como para lesiones pre-malignas, como leucoplasias orales.^{31, 33, 38, 57, 69, 102, 148} Zaffe et al.⁶⁶, por ejemplo, en frenectomías con láser de CO₂, observaron un

buen efecto hemostático, mientras que con el láser Er:YAG fue más difícil de obtener, y en la cicatrización y curso postoperatorio no detectaron diferencias clínicas entre ellos.

Como resultado de nuestro estudio en mucosa oral humana, el diagnóstico Anatomopatológico de las lesiones orales biopsadas con el láser de CO₂ fue siempre posible, independientemente del diámetro de la muestra obtenida.

Tuncer et al.⁵² obtuvieron resultados interesantes en un estudio que comparó el láser de CO₂ con la cirugía convencional en patologías orales de tejidos blandos. El efecto del daño térmico en el diagnóstico histológico fue examinado en 39 especímenes, observando que el daño colateral térmico en la línea de incisión no afectó la evaluación histológica. Adicionalmente, el dolor y las complicaciones intra y post procedimiento quirúrgico fueron menores con el láser de CO₂.

También Yagüe-García et al.³⁸ mostraron una interesante comparación de los resultados obtenidos tras la escisión de mucocelos con bisturí y láser CO₂. Este láser permitió una extirpación más rápida y fácil del mucocelo con la subsecuente reducción del tiempo quirúrgico, de las complicaciones y recurrencias, así como de daños térmicos intra y post intervención alrededor de la herida. Su análisis fue posible distinguiendo mucocelos de retención y mucocelos de extravasación.

Ciento piezas quirúrgicas se obtuvieron usando láser de CO₂ en 2014, por Suter et al.⁴⁰, las cuales fueron sometidas a evaluación histopatológica para confirmar su diagnóstico de hiperplasia fibrosa con éxito, y en 2010⁶⁰ habían analizado sesenta hiperplasias fibrosas, recomendando un margen de seguridad de 1 mm, independientemente del modo de emisión utilizado. González-Mosquera et al.⁵³ también proponen dicho margen de tejido saludable tras incisiones con láser de CO₂ en lengua *in vivo* de ratón.

Azma et al.¹¹¹ estudiaron incisiones realizadas en úlceras amplias de superficie, donde se consiguió una buena hemostasis en la superficie tras la irradiación con láser, sin que hubiera necesidad de sutura. Además, los pacientes fueron receptivos durante y tras la terapia con láser y, a pesar del borde quemado de los fragmentos de la biopsia, la mayoría de las muestras eran válidas para un examen histopatológico. No obstante, en estudios realizados con láser Diodo, en comparación con los

láseres de CO₂, se han encontrado que la zona de daños térmicos y marginales del espécimen de la biopsia era menor con el láser de CO₂ y, por lo tanto, debido al tejido dañado, no fue posible un diagnóstico definitivo por examen histopatológico. Esto está relacionado con el pequeño tamaño de las lesiones y con la técnica quirúrgica y puede ser una de las principales desventajas de la aplicación del láser de Diodo.

En un estudio retrospectivo, Angiero et al.¹⁵⁷ examinaron 608 casos de lesiones de tejidos blandos localizados en la cavidad oral. Se extirparon las muestras con un láser de Diodo de longitud de onda de 808 nm. Los daños en los especímenes con diámetro superior a 3 mm no fueron significativos en términos de alteraciones epiteliales, estromales, vasculares o características morfológicas, mientras que en los especímenes con un tamaño medio inferior a 3 mm las alteraciones epiteliales, estromales y/o alteraciones vasculares fueron significativamente más frecuentes y el diagnóstico fue imposible en el 46,15%. Así, un diagnóstico histopatológico correcto y fiable solo fue posible en muestras de por lo menos 4 mm de diámetro. Los autores sugieren que las muestras recogidas *in vivo* deben tener un diámetro de por lo menos 5 mm, con el fin de tener una lectura fiable de la muestra histológica. Estas observaciones parecen estar asociados con nuestros resultados, llevando a suponer que el láser de CO₂ parece, de hecho, ser el más indicado, pues permite una viabilidad de los especímenes para análisis de fragmentos, incluso con diámetros reducidos (2-3 mm).

El láser Nd:YAG indujo serios efectos térmicos en especímenes con diámetro inferior a 7 mm, al mismo tiempo que las modificaciones vasculares fueron un tercio más altas, se duplicaron las alteraciones epiteliales y cuadruplicaron las estromales, en comparación con fragmentos mayores, independientemente de la frecuencia y de la potencia usada en mucosa oral humana.¹¹⁷

En la extirpación de 128 lesiones hiperplásicas con láser Er:YAG, Diodo y sobretodo de CO₂ – 108 casos – por Tamarit-Borrás M et al.³³, siempre fue posible obtener un diagnóstico de cada muestra. En el análisis de nuestros resultados y de estos autores hay una tendencia para deducir que cuantos más daños un láser induzca en un tejido, mayor será el diámetro de los especímenes a extirpar.

Romeo et al.¹⁰² también mostraron que la biopsia de los tejidos

orales blandos realizados con Diodo o láser KTP no crea ninguna alteración marginal significativa que pueda comprometer el diagnóstico histológico. Las muestras de las biopsias de este estudio mostraron que la carbonización y coerción eran más limitadas en las lesiones específicas (mucocelos) que en los demás (liquen plano oral), demostrando de este modo cómo el aumento de la celularidad e inflamación, típico de algunas lesiones, puede causar un aumento del daño periincisional. Los dos láseres puestos a prueba en el estudio permitieron realizar un diagnóstico histológico correcto, aunque, de nuevo, se sugiere ampliar las biopsias de alrededor de 0,5 mm para evitar alteraciones térmicas, especialmente en lesiones inflamatorias, como liquen plano oral.

Los clínicos deben saber que las pequeñas biopsias requieren un análisis histológico y que una porción de muestra de biopsia no puede utilizarse para evaluación histológica; sin embargo, si se respetan los márgenes adecuados de tejido de interés, los láseres pueden revelarse herramientas útiles.^{117, 157}

Amaral et al.¹¹² estudiaron el tratamiento de hiperplasia fibrosa y no observaron ningún daño tisular causado por el láser de Diodo, permitiendo así un adecuado diagnóstico histopatológico de los especímenes. Con este mismo láser también a 810nm de longitud de onda, Akbulut et al.¹⁰³ trataron 27 pacientes con lesiones de la mucosa oral y confirmaron histopatológicamente todas esas lesiones.

Esta parte de nuestro estudio *in vivo* demostró que la escisión de las lesiones orales de tejido blando con láser no indujo alteraciones tisulares significativas en los márgenes quirúrgicos que comprometieran su diagnóstico histológico. Así, confirmaron su utilidad en la práctica quirúrgica en una variedad de aplicaciones en los tejidos blandos de la mucosa oral, además de sugerir el láser de CO₂ como tratamiento de elección y optar por la potencia de 3,5W en modo pulsado de emisión como parámetros de referencia para biopsia incisional o excisional.

La principal limitación de este estudio está relacionada con los límites de un estudio *ex vivo* y de mucosa oral saludable en la cuantificación y calificación de las alteraciones tisulares histológicas. La pérdida de perfusión, incluso siendo reducida por el uso de muestras frescas, puede influenciar el desempeño de los Instrumentos Quirúrgicos debido a la pérdida de cromóforos. Para una mejor evaluación de este tipo,

se debe recoger un mayor grupo de muestras, así como varios patologías “ciegos” para el análisis histopatológico. Es nuestro objetivo en un futuro evaluar los márgenes de tejidos escisados con láser en humanos recogiendo un elevando número de muestras.





6 Conclusión





El objetivo de este estudio era investigar los márgenes quirúrgicos y evaluar histológicamente los efectos térmicos tisulares inducidos por diferentes tipos de Instrumentos Quirúrgicos para poder determinar la extensión exacta de las señales térmicas periféricas y evaluar si estas interfieren con el normal examen histopatológico de las piezas de biopsia de tejido de mucosa oral.

Hemos comprobado en este trabajo que los artefactos provocados por diferentes tipos de láser se encuentran limitados a una pequeña área del tejido, no afectando la totalidad del fragmento. Sin embargo, existen diferencias significativas en la Extensión del Daño Tisular dependiente de los Instrumentos Quirúrgicos utilizados, donde los Instrumentos con mayor número de Alteraciones Tisulares fueron el electrobisturí y el láser Nd:YAG, independientemente de la potencia, modo o espray usados. Con excepción del láser Er:YAG, todos los demás Instrumentos Quirúrgicos presentaron un valor medio de carbonización relevante, de modo que los láseres Nd:YAG y CO₂ a 7W CW causaron la mayor carbonización del tejido. La incisión más regular se obtuvo con el láser de CO₂ a 3,5W en modo pulsado y la menos regular con el láser Nd:YAG.

El láser Er:YAG reveló ser el tipo de láser y longitud de onda con la mejor preservación del margen quirúrgico por los mínimos artefactos verificados en este trabajo, seguido por el láser de CO₂ a 3,5W en modo pulsado de emisión. Estos resultados sugieren que el Er:YAG debe ser el láser escogido para biopsias de la cavidad oral. Cuando, sin embargo, se necesite una buena capacidad hemostática, el láser de CO₂ puede ser un tipo de longitud de onda a utilizar, dada su superior capacidad hemostática y sus características, además de ser capaz de realizar in-

cisiones regulares y preservar muestras sometidas a análisis anatómico-patológico. En este estudio la obtención de un diagnóstico histológico seguro fue siempre posible para todas las muestras de mucosa oral humana escisadas con láser de CO₂.

Este conjunto de resultados confirma que los láseres pueden ser usados en análisis anatomopatológicos de piezas de biopsias de tejidos blandos orales, siempre que se conozcan los efectos de la interacción láser-tejido para cada tipo de longitud de onda y se realice por profesionales entrenados en la utilización de este tipo de tecnología. El aumento del margen quirúrgico de aquellas longitudes de onda que provoquen mayor efecto artefactual permitirá una evaluación histológica viable en el tejido no alterado, fundamental para un diagnóstico histopatológico correcto.

La cirugía láser puede ser considerada útil en la cirugía de las lesiones de la mucosa oral, ofreciendo tanto ventajas técnicas como clínicas. Sin embargo, es importante escoger la técnica quirúrgica correcta, que sea llevada a cabo por profesionales entrenados para el efecto y que estos tengan un conocimiento adecuado sobre las propiedades de los láseres utilizados.

Es preciso que la medicina moderna explore y aproveche las tendencias actuales para obtener el máximo beneficio en términos de tecnología, aceptación del paciente y gestión del postoperatorio. Deben realizarse más estudios para optimizar la utilización de láseres en medicina dental.

7 Anexo



Tabla 23 Estudios histológicos sobre tejido blando de la cavidad oral irradiado con láser

Estudios	Láser	Muestra	Estudio Macroscópico	Efecto térmico (μm) \pm dt	Estudio Microscópico
Seoane et al.¹¹³ (2015)	Diodo 810 nm CW 6W PW 5,1W; 25Hz; 20ms	<i>in vivo</i> 27 ratones dorso lengua	—	—	10% Formol (4 μm) HE – Estudio del grado de reepitelización a través de la escala Sinha (0-4)
Amaral et al.¹¹² (2015)	Diodo 808 nm CW 2,0; 3,5W (2,96W)	<i>in vivo</i> 38 Humanos Hiperplasias fibrosas	– Tipo de anestesia – Duración de la cirugía – Sangrado – Edema – Infección secundaria – Dolor postoperatorio – Uso de analgésico – Alteraciones funcionales postoperatorias – Cicatrización clínica – Satisfacción del paciente	—	10% Formol HE – Examen histopatológico rutinario
Romeo et al.¹⁰² (2014)	KTP 1,5W Diodo 808 nm 2W	<i>in vivo</i> 17 humanos lesiones orales benignas	—	3 mucocelos – 245 \pm 162 5 fibromas – 382 \pm 149 4 hiperqueratosis – 336 \pm 106 3 liquen plano – 473 \pm 105 1 mácula melanótica – 182 1 granuloma de células gigantes – 149	10% Formol HE – Extensión del daño térmico
Suter et al.⁴⁰ (2014)	CO₂ 5W CW 4,62W PW	<i>in vivo</i> 100 humanos hiperplasias fibrosas	– Dolor – Analgésicos – Cicatriz – Recidiva – Sangrado – Tiempo quirúrgico	161 \pm 228 152 \pm 105 Media: 154 \pm 176	4% Formol (5 μm) HE – Extensión del daño térmico
Palaia et al.⁵⁷ (2014)	CO₂ 2W CW 3W CW 4W CW 3W PW 3,5W PW 4W PW	<i>ex vivo</i> 6 cerdo dorso lengua	—	Epitelio 99 68 90 74 77 71 Conjuntivo 169 184 239 192 206 236	10% Formol HE – Grado de daño térmico periférico (de 0 a 3): 0-sin daño (<1 columna célula dañada) 1 – daño pequeño (2 a 4 columnas células dañadas) 2 – daño moderado (5 a 8 columnas células dañadas) 3 – daño severo (>8 columnas células dañadas)

Estudios	Láser	Muestra	Estudio Macroscópico	Efecto térmico (μm) ±dt			Estudio Microscópico
Merigo et al. ⁵⁵ (2013)	CO ₂	ex vivo lengua bovina	Evaluación térmica: cámara térmica a nivel superficial y profundo al principio y al final de la irradiación	Epitelio-conjuntivo-vascular			10% Formol HE – alteraciones epiteliales – alteraciones del tejido conectivo – alteraciones vasculares – extensión de daños tisulares – morfología de la incisión [0-4]
	3W CW			130-750	100-300	200-400	
	5W CW			130-750	100-300	200-400	
	5W PW			130-750	100-300	200-400	
	Nd:YAG						
	4W			750	500-600	1000	
	Er:YAG			130	<100	200-400	
	KTP						
	2W			130-750	100-300	200-400	
	4W			130-750	100-300	600	
Diodo 808nm							
	3W			130-750	100-300	200-400	
	5W			130-750	500-600	200-400	
González-Mosquera et al ⁵³ (2012)	CO ₂	in vivo 60 ratones mucosa ventral de la lengua	—				10% Formol (4 μm) HE – pleomorfismo celular y nuclear – hiper cromatismo nuclear – pérdida de adherencia intercelular – extensión del daño térmico – nº artefactos
	3W					210 ± 45	
	6W					280 ± 87	
	10W					355 ± 157	
	Er, Cr:YSGG						
	2W					180 ± 72	
4W			107 ± 26				
Suter et al. ⁶⁰ (2012)	CO ₂	In vivo 60 humanos Hiperplasias fibrosas (1-2 cm)	Tiempo de cirugía Complicaciones intra y postoperatorias Dolor (VAS) Medicación (analgésicos)				– Extensión del daño térmico
	CW 5W					166,5 μm	
	PW 140 Hz, 400 μs, 33 mJ					162,5 μm	
Schoinohoriti et al. ¹⁶² (2012)	CO ₂	in vivo cerdo dorso de la lengua y encía	—				Examen Histológico: 10% Formol 3-5 (μm) HE – Extensión del daño térmico Examen imunocitoquímico: – Ki-67 (marcador de la proliferación epitelial- reepitelización)
	(MES y MRS)					258 μm (162 e 179 μm)	

Estudios	Láser	Muestra	Estudio Macroscópico	Efecto térmico (μm) \pm dt	Estudio Microscópico
Romeo et al.⁵⁴ (2012)	Er:YAG (sin refrigeración)	<i>ex vivo</i> 5 Cerdo 5 lenguas (9 especímenes de mucosa por lengua)	—	Scores daño térmico: 1,4 1,2 1,3 1,75 2,5	10% Formol (3 μm) HE – Grado de daño térmico periférico (de 0 a 3): 0 – sin daño (<1 columna célula dañada) 1 – daño pequeño (2 a 4 columnas células dañadas) 2 – daño moderado (5 a 8 columnas células dañadas) 3 – daño severo (>8 columnas células dañadas)
Angiero et al.¹⁵⁷ (2012)	Diodo 808 nm 1, 6-2, 7W CW	<i>in vivo</i> 608 humanos lesiones orales en tejido blando	—	260,7 a 321,4 Media: 282,8	10% Formol (4-5 μm) HE – alteraciones epiteliales – alteraciones del tejido conjuntivo – alteraciones vasculares – extensión de la desnaturalización térmica – morfología de la incisión dañada
Vescovi et al.¹¹⁷ (2010)	Nd:YAG 3,5W 5W	<i>in vivo</i> 26 humanos mucosa oral	—	Epitelio-Conjuntivo-Vascular 305,8 376,6 151,6 399,8 521 183,5	10% Formol (5 μm) HE – alteraciones epiteliales – alteraciones del tejido conectivo – alteraciones vasculares – extensión de daños tisulares – morfología de la incisión (0-4)
Seoane et al.⁵⁶ (2010)	CO₂ 3W 6W 9W 12W	<i>in vivo</i> 25 ratones dorso lengua	—	330 \pm 237,7 300 \pm 79,0 320 \pm 119,1 245 \pm 158,5 Media: 298 \pm 150,7	10% Formol (4 μm) HE – pleomorfismo celular y nuclear – hipercromatismo nuclear – pérdida de adherencia intercelular – extensión del daño térmico – nº artefactos por espécimen

Estudios	Láser	Muestra	Estudio Macroscópico	Efecto térmico (μm) \pm dt	Estudio Microscópico
Cercadillo-Ibarguren et al. ³² (2010)	CO₂	<i>ex vivo</i> 13 cerdos labio inferior	Carbonización (escala de 1-5)	21,55 \pm 8,24	10% Formol (5 μm) HE y TM – Hiper Cromatismo – vacuolización intracelular – alteración estructura celular
	1W CW			35,16 \pm 15,93	
	2W CW			20,44 \pm 5,43	
	10W CW			29,02 \pm 13,56	
	20W CW			20,30 \pm 6,73	
	20W PW				
	Diodo				
	2W			38,92 \pm 19,92	
	5W			80,23 \pm 3,53	
	10W			83,46 \pm 8,38	
	Er, Cr:YSGG				
	1Wagua/ar			9,26 \pm 2,05	
Yague-Garcia et al. ³⁸ (2009)	CO₂	<i>in vivo</i> 68 humanos Mucocelos	—		– Examen histopatológico rutinario
	5-7W				
				3000	
				1500	
				No refiere (daño reducido)	
Romeo et al. ¹⁴⁶ (2007)	Diodo 808 nm	<i>ex vivo</i> Cerdo Lenguas (9 especímenes de mucosa por láser)	—		10% Formol HE – Evaluación histológica
	2W CW			No refiere	
	1,5W CW			Corión: \geq 1500	
	2W PW			epitelio: \geq 1000	
	Diodo 980 nm			Corión: $>$ 1500	
	2W CW			epitelio: $>$ 1000	
	1,5W CW				
	2W PW				
	Nd:YAG			No refiere	
	4,8W 40Hz			\geq 1500 mm	
	6W 50Hz			No refiere $<$ 5000 interpretable	
	5,4W 90Hz				
Tamarit-Borrás et al. ³³ (2005)	Er,Cr:YSGG	<i>in vivo</i> 120 humanos 128 lesiones hiperplásicas	Nº de recidivas		10% Formol HE – Examen histopatológico de rutinario
	(Con spray)				
	2,5W			1000	
	2W			2500	
	3W			1000	
Zaffe et al. ⁶⁶ (2004)	CO₂	<i>in vivo</i> 40 humanos Frenillo labial superior	—		<u>Examen Histológico:</u> 0% Formol 4-5 μm HE y Giemsa <u>Examen Histoquímico:</u> Glucógeno PAS <u>Examen inmunocitoquímico:</u> Citoqueratinas AE1 e AE2 MiB1/Ki67 (antígeno proliferación ciclo celular) Bel-2 (proteína apoptosis)
	5W				
	Er:YAG				



- 1 Dederich DN, Bushick RD. Journal of the American Dental Association. Lasers in dentistry: separating science from hype. J Am Dent Assoc. 2004 Feb;135(2):204-12.
- 2 España-Tost AJ, Arnabat-Domínguez J, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Aplicaciones del láser en Odontología RCOE, 2004, Vol 9, N°5, 497-511
- 3 Pick RM, Pecaro BC. Use of the CO₂ Laser in soft tissue dental surgery. Lasers Surg Med. 1987;7:207-213.
- 4 Brandt RA. Laser: Arma ou instrumento neurocirúrgico? Acta Cir Bras. 1988;3(1): 26-30,
- 5 Niemz MH. Laser-tissue interactions. Fundamental applications, 3rd edn. Berlin Heidelberg Germany: Springer-Verlag; 2007.
- 6 Shafir R, Slutzki S, Bornstein LA. Excision of buccal hemangioma by carbon dioxide Laser beam. Oral Surg Oral Med Oral Pathol. 1977;44:347-50.
- 7 Vescovi P, Manfredi M, Merigo E, Meleti M, Fornaini C, Rocca JP, Nammour S. Surgical approach with Er:YAG Laser on osteonecrosis of the jaws (ONJ) in patients under bisphosphonate therapy (BPT). Lasers Med Sci. 2010; 25:101-113
- 8 Vescovi P, Meleti M, Merigo E, Manfredi M, Fornaini C, Guidotti R, Nammour S. Case series of 589 tooth extractions in patients under bisphosphonates therapy. Proposal of a clinical protocol supported by Nd:YAG low-level Laser therapy. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2013 Jul 1;18 (4):e680-5.
- 9 Kreisler MB, Haj HA, Noroozi N, Willershausen B. Efficacy of low level Laser therapy in reducing postoperative pain after en-

- dodontic surgery: A randomized double blind clinical study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33:38-41.
- 10 Wagner VP, Meurer L, Martins MA, Danilevicz CK, Magnusson AS, Marques MM, Filho MS, Squarize CH, Martins MD. Influence of different energy densities of Laser phototherapy on oral wound healing. *J Biomed Opt.* 2013 Dec;18(12):128002.
 - 11 Vale FA, Moreira MS, de Almeida FC, Ramalho KM. Low-level Laser therapy in the treatment of recurrent aphthous ulcers: a systematic review. *ScientificWorldJournal.* 2015;2015:150412 doi: 10.1155/2015/150412. Epub 2015 Mar 23.
 - 12 Herranz-Aparicio J, Vázquez-Delgado E, Arnabat-Domínguez, Espana-Tost A, Gay-Escoda C. The use of low level Laser therapy in treatment of temporomandibular joint disorders. Review of the literature. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2013 Jul 1;18(4):e603-12.
 - 13 Falaki F, Nejat AH, Dalirsani Z. The Effect of Low-level Laser Therapy on Trigeminal Neuralgia: A Review of Literature. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects.* 2014 Winter;8(1):1-5.
 - 14 Myers TD. What lasers can do for dentistry and you. *Dent Manage.* 1989;29:26-8,30.
 - 15 Dostalova T, Jelinkova H. Lasers in Dentistry: Overview and Perspectives. *Photomedicine and Laser Surgery.* 2013; 31(4): 147-149.
 - 16 Schoop U, Kluger W, Dervisbegovic S, Goharkhay K, Wernisch J, Georgopoulos A, Sperr W. Innovative wavelengths in endodontic treatment. *Lasers Surg. Med.* 2006; 38: 624-630.
 - 17 Atsawasuwana P, Greethong K, Nimmanon V. Treatment of gingival hyperpigmentation for esthetic purposes by Nd:YAG Laser: Report of 4 cases. *J Periodontol.* 2000;71:315-21.
 - 18 Rechmann P. Dental Laser research: selective ablation of caries, calculus, and microbial plaque: from the idea to the first in vivo investigation. *Dent. Clin. North Am.* 2004;48: 1077-1104.
 - 19 Walsh LJ, The current status of Laser applications in dentistry. *Aust. Dent. J.* 2003;48: 146-155.
 - 20 Rupprecht S, Tangermann K, Kessler P, Neukam FW, Wiltfang J. Er:YAG Laser osteotomy directed by sensor controlled systems. *J Craniomaxillofac Surg.* 2003;31:337-42.

- 21 Goddon L, Berger S, Senkel H, Kuhnisch J, Heinrich-Weltzien R. Occlusal caries – early detection in school-based screenings. *Gesundheitswesen*. 2008;70: 649-652.
- 22 Pick RM, Colvard MD. Current status of Lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol*. 1993;64:589-602.
- 23 Romeo U, Palaia G, Tenore G, Del Vecchio A, Nammour S. Excision of oral mucocele by different wavelength Lasers. *Indian J Dent Res*. 2013 Mar-Apr;24(2):211-5.
- 24 Verheyen P. Photopolymerization with the argon Laser. *J Oral Laser Applications* 2001;1:49-54.
- 25 Luk K, Tam L, Hubert M. Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. *J Am Dent Assoc*. 2004;135:194-201.
- 26 Komori T, Yokohama K, Matsumoto Y. Erbium:YAG and holmium:YAG Laser root resection of extracted human teeth. *J Clin Laser Med Surg*. 1997;15:9-13.
- 27 Moshonov J, Peretz B, Brown T, Rotstein I. Cleaning of the root canal using Nd:YAP Laser and its effect on the mineral content of the dentin. *J Clin Laser Med Surg*. 2003;21:279-82.
- 28 Christensen GJ. Soft-tissue cutting with laser versus electrosurgery. *J Am Dent Assoc*. 2008 Jul;139(7):981-4.
- 29 Junior RM, Silva IH, Carvalho AT, Leão JC, Gueiros LA. Nd:YAG. Laser photocoagulation of benign oral vascular lesions: a case series. *Lasers Med Sci*. 2015; Nov;30(8):2215-20.
- 30 Shirani AM, Kaviani N, Abui MS. Nd:YAG Laser Usage Under General Anesthesia in a Mentally Retarded Patient. *J Oral Laser Applications*. 2006; 6: 59-61.
- 31 Júnior RM, Gueiros LA, Silva IH, de Albuquerque Carvalho A, Leão JC. Labial frenectomy with Nd:YAG Laser and conventional surgery: a comparative study. *Lasers Med Sci*. 2015; 30:851-856.
- 32 Cercadillo-Ibarguren I, España-Tost A, Arnabat-Domínguez J, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Histologic evaluation of thermal damage produced on soft tissues by CO₂, Er, Cr:YSGG and diode Lasers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010;15:e912-8.
- 33 Tamarit-Borrás M, Delgado-Molina E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Removal of hyperplastic lesions of the oral cavity. A ret-

- rospective study of 128 cases. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2005;10:151-162.
- 34 Huang IY, Chen CM, Kao YH, Worthington P. Treatment of mucocele of the lower lip with carbon dioxide Laser. *J Oral Maxillofac Surg*. 2007;65:855-8.
 - 35 Roshkind DM. Use of the Nd-YAG Laser for improved periodontal cosmetics. *Pract Periodont Aesthetic Dent*. 1991;3:29-33.
 - 36 Pogrel MA, McCracken KJ, Daniels TE. Histologic evaluation of the width of soft tissue necrosis adjacent to carbon dioxide Laser incisions. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*. 1990;70:564-8.
 - 37 Matsumoto K, Suzuki H, Usami Y, Hattori M, Komoro T. Histological evaluation of artifacts in tongue tissue produced by the CO₂ Laser and the electrotome. *Photomed Laser Surg*. 2008;26:573-7.
 - 38 Yagüe-García J, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Treatment of oral mucocele - scalpel versus CO₂ Laser. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009 Sep 1;14 (9):e469-74.
 - 39 Pié-Sánchez J, España-Tost AJ, Arnabat-Domínguez J, Gay-Escoda C. Comparative study of upper lip frenectomy with the CO₂ Laser versus the Er, Cr:YSGG Laser. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012 Mar 1;17 (2):e228-32.
 - 40 Suter VGA, Altermatt HJ, Dietrich T, Warnakulasuriya S, Bornstein MM. Pulsed Versus Continuous Wave CO₂ Laser Excisions of 100 Oral Fibrous Hyperplasias: A Randomized Controlled Clinical and Histopathological Study. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2014;46:396-404.
 - 41 Pogrel MA, Yen ChK, Hansen LS. A comparison of carbon dioxide Laser, liquid nitrogen cryosurgery and scalpel wounds in healing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990;69:269-73.
 - 42 Fisher SE, Frame JW, Browne RM, Tranter RM. A comparative histological study of wound healing following CO₂ Laser and conventional surgical excision of canine buccal mucosa. *Arch Oral Biol*. 1983;28:287-291.
 - 43 Ficarra G, McClintock B, Hansen LS. Artefacts created during oral biopsy procedures. *J Craniomaxillofac Surg*. 1987;15:34-7.
 - 44 Corso G, Gissi DB, Tarsitano A, Costabile E, Marchetti C, Montebugnoli L, Foschini MP. Laser evaporation versus Laser exci-

- sion of oral leukoplakia: A retrospective study with long term follow-up. *J Craniomaxillofac Surg*. 2015 Jul;43(6):763-8.
- 45 Kopp WK, St-Hilaire H. Mucosal preservation in the treatment of mucocoele with CO₂ Laser. *J Oral Maxillofac Surg*. 2004;62:1559-61.
 - 46 Roodenburg, JLN, ten Bosch JJ, Borsboom PCF. Measurement of the uniaxial elasticity of oral mucosa in vivo after CO₂-Laser evaporation and surgical excision. *International journal of oral and maxillofacial surgery*. 1990; 19(3):181-183.
 - 47 Zeinoun, T, Aftimos G, Bou Saba S, Nammour S. Eosinophils and mastocytes in healing Laser excision wounds. *Lasers in Med Sci*. 2009; 24(3):307-312.
 - 48 Soliman MM, Thomali Y, Shammrani A, Gazaerly H. The Use of Soft Tissue Diode Laser in the Treatment of Oral Hyper Pigmentation. *Int J Health Sci (Qassim)*. 2014 Apr;8(2):133-40.
 - 49 Smith TL, Smith JM. Electrosurgery in otolaryngology-head neck surgery: principles, advances, and complications. *Laryngoscope* 2001;111:769-780.
 - 50 Garg AK. Dental implants and electrosurgery: Bident Bipolar Electrosurgical System. *Dent Implantol Update*. 2008; 19(2):9-11.
 - 51 Sinha UK, Gallagher LA. Effects of steel scalpel, ultrasonic scalpel, CO₂ laser, and monopolar and bipolar electrosurgery on woundhealing in guinea pig oral mucosa. *Laryngoscope*. 2003 Feb;113(2):228-36.
 - 52 Tuncer I, Ozçakir-Tomruk C, Sencift K, Cölo lu S. Comparison of conventional surgery and CO₂ Laser on intraoral soft tissue pathologies and evaluation of the collateral thermal damage. *Photomedicine and Laser surgery*. 2010;28 (1):75-79.
 - 53 González-Mosquera A, Seoane J, García-Caballero L, López-Jornet P, García-Caballero T, Varela-Centelles P. Er, CR:YSGG Lasers induce fewer dysplastic-like epithelial artefacts than CO₂ Lasers: an in vivo experimental study on oral mucosa. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2012; 50:508-512.
 - 54 Romeo U, Libotte F, Palaia G, Del Vecchio A, Tenore G, Visca P, Nammour S, Polimeni A. Histological in vitro evaluation of the effects of Er:YAG Laser on oral soft tissues. *Lasers in Medical Science*. 2012; 27(4):749-753.

- 55 Merigo E, Fornaini C, Oppici A, Paties C, Zangrandi A, Fontana MJ, Rocca P, Meleti M, Manfredi M, Cella L, Vescovi P. Laser-assisted surgery with different wavelengths: a preliminary ex vivo study on thermal increase and histological evaluation. *Lasers Med Sci.* 2013; 28:497-504.
- 56 Seoane J, Caballero TG, Urizar JM, Almagro M, Mosquera AG, Varela-Centelles P. Pseudodysplastic epithelial artefacts associated with oral mucosa CO₂ Laser excision: an assessment of margin status. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010 Aug;39(8):783-7.
- 57 Palaia G, Del Vecchio A, Impellizzeri A, Tenore G, Visca P, Libotte F, Russo C, Romeo U. Histological Ex Vivo Evaluation of Peri-Incisional Thermal Effect Created by a New-Generation CO₂ Superpulsed Laser. *ScientificWorldJournal.* 2014 Feb 25;2014:345685. doi: 10.1155/2014/345685 eCollection 2014.
- 58 Goharkhay K, Moritz A, Wilder-Smith P, Schoop U, Kluger W, Jakolitsch S, et al. Effects on oral soft tissue produced by a diode Laser in vitro. *Lasers Surg Med.* 1999;25:401-6.
- 59 Spector N, Spector J., Ellis DE., Reinisch L. Reduction in Lateral Thermal Damage Using Heat-Conducting Templates: A Comparison of Continuous Wave and Pulsed CO₂ Lasers. *Lasers in Surgery and Medicine.* 2003; 32:94-100.
- 60 Suter VG, Altermatt HJ, Dietrich T, Reichart PA, Bornstein MM. Does a pulsed mode offer advantages over a continuous wave mode for excisional biopsies performed using a carbon dioxide Laser? *J Oral Maxillofac Surg.* 2012;70:1781-1788.
- 61 Azevedo LH, Galletta VC, de Paula Eduardo C, de Sousa SO, Migliari DA. Treatment of oral verrucous carcinoma with carbon dioxide Laser. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007;65:2361- 2366.
- 62 Seoane J, González-Mosquera A, López-Niño J, García-Caballero L, Aliste C, Seoane-Romero M., Varela-Centelles P. Er, Cr:YSGG Laser therapy for oral leukoplakia minimizes thermal artifacts on surgical margins: a pilot study. *Lasers Med Sci.* 2013; 28:1591-1597.
- 63 Meltzer C. Surgical Management of Oral and Mucosal Dysplasias: The Case for Laser Excision. *J Oral Maxillofac Surg.* 2007; 65:293-295.

- 64 Stabholz A, Zeltser R, Sela M, Peretz B, Moshonof J. The use of Lasers in dentistry: Principles of operation and clinical applications. *Compend Contin Educ Dent*. 2003;24:935-48.
- 65 Pick RM. Lasers in dentistry: Where we are today. *Dent Today*. 2000;19:50-3.
- 66 Zaffe D, Vitale Mc, Martignone A, Scarpelli F, Botticelli Ar. Morphological, Histochemical, and Immunocytochemical Study of CO₂ and Er:YAG Laser Effect on Oral Soft Tissues. *Photomedicine and Laser Surgery*. 2004;22(3):185-189.
- 67 Morimoto Y, Niwa H, Minematsu K. Risk factors affecting postoperative hemorrhage after tooth extraction in patients receiving oral antithrombotic therapy. *J Oral Maxillofac Surg*. 2011;69:1550-1556.
- 68 van Diermen DE, Aartman IH, Baart JA, Hoogstraten J, van der Waal I. Dental management of patients using antithrombotic drugs: critical appraisal of existing guidelines. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2009;107:616-624.
- 69 Monteiro LS, Mouzinho J, Azevedo A, Martins MA, Fuente JM. Treatment of Epulis Fissuratum with Carbon Dioxide Laser in a Patient with Antithrombotic Medication. *Braz Dent J*. 2012; 23(1): 77-81.
- 70 Basu MK, Frame JW, Rhys Evans PH. Wound healing following partial glossectomy using the CO₂ Laser, diathermy and scalpel: a histological study in rats. *J Laryngol Otol*. 1988;102:322-7.
- 71 Sattayut S, Nakkyo P, Phusrinuan P, Sangiamsak T, Phiolueang R. CO₂ Laser oral soft tissue welding: an in vitro study. *Laser Ther*. 2013;22(1):11-5.
- 72 Capon A, Mordon S. Can thermal Lasers promote skin wound healing? *Am J Clin Dermatol*. 2003;4:1-12.
- 73 Yamasaky A, Tamamura K, Sakurai Y, Okuyama N, Yusa J, Ito H. Remodeling of the Rat gingival Induced by CO₂ Laser Coagulation Mode. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2008; 40:695-703.
- 74 Goodson ML, Sugden K, Kometa S, Thomson PJ. Complications following interventional Laser surgery for oral cancer and precancerous lesions. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2012;50: 597-600.

- 75 Hanby DF, Gremillion G, Zieske AW, Loehn B, Whitworth R, Wolf T, Kakade AC, Walvekar RR Harmonic scalpel versus flexible CO₂ Laser for tongue resection: a histopathological analysis of thermal damage in human cadavers. *World J Surg Oncol*. 2011 Aug 1;9:83.
- 76 Radvar M, MacFarlane TW, MacKenzie D, Whitters CJ, Payne AP, Kinane DF. An evaluation of the Nd:YAG Laser in periodontal pocket therapy. *Br Dent J*. 1996;180:57-62.
- 77 Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi T, Ito T. Super pulse CO₂ Laser for bracket bonding and debonding. *Eur J Orthod*. 1999;21:193-198.
- 78 Kojima T, Shimada K, Iwasaki H, Ito K. Inhibitory effects of a super pulsed carbon dioxide Laser at low energy density on periodontopathic bacteria and lipopolysaccharide in vitro. *J Periodont Res*. 2005; 40: 469-473.
- 79 Malmström HS, McCormack SM, Fried D, Featherstone JDB. Effect of CO₂ Laser on pulpal temperature and surface morphology: an in vitro study. *Journal of Dentistry*. 2001; 29 (8): 521-9.
- 80 Wigdor H, Walsh J Jr, Featherstone J, Visuri S, Fried D, Waldvogel J. Laser in dentistry. *Lasers Surg Med*. 1995;16:103-33.
- 81 Sulewski JG. Historical survey of Laser dentistry. *Dent Clin North Am*. 2000; 44:715-5.
- 82 Idígora A, Morelló A, Sabater F, Maristany M, Vilaseca I, Traserra J. YAG láser en el tratamiento de hemangiomas de laringe y cavidad oral. *Anales Otorrinolaringol Iberoamer*. 1996;23:179-88.
- 83 Vesnaver A, Perovi AV, Erenel B. Treatment of deep vascular lesions using ultrasound-guided intralesional Laser photocoagulation. *J Oral Laser Appl*. 2010; 10:111-115.
- 84 Van der hem PS, Egges M, Van der wal JE, Roodenburg JLN. CO₂ Laser evaporation of oral lichen planus. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008;37:630-633.
- 85 Sofos S, Liew SH. The use of long pulsed neodymium-doped yttrium Aluminium garnet for the treatment of paediatric venous malformations. *Ann Dermatol*. 2014 Aug;26(4):474-7.

- 86 Vesnaver A, Dovsak DA. Treatment of large vascular lesions in the orofacial region with the Nd:YAG Laser. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 2009; 37:191-195.
- 87 Roed-Peterson B. The potential use of CO₂-Laser gingivectomy for phenytoin-induced gingival hyperplasia in mentally retarded patients. *J Clin Periodontol*. 1993;20:792-731.
- 88 Cimma R, Cravero M, Farina GA, Pomatto E. Tissue Management with the Nd:YAG: A Clinical Report. *J Oral Laser Applications*. 2007; 7:107-113.
- 89 Chellini F, Sassoli C, Nosi D, Deledda C, Tonelli P, Zecchi-Orlandini S. Low pulse energy Nd:YAG Laser irradiation exerts a biostimulative effect on different cells of the oral microenvironment: "an in vitro study". *Lasers Surg Med*. 2010;42:527-39.
- 90 Fried NM, Tesfaye Z, Ong AM, Rha KH, Hejazi P. Optimization of the erbium:YAG Laser for precise incision of ureteral and urethral tissues: in vitro and in vivo results. *Lasers Surg Med*. 2003;33(2):108-114.
- 91 Burkes EJJ, Hoke J, Gomes E, Wolbarsht M. Wet versus dry enamel ablation by Er:YAG Laser. *J Prosthet Dent*. 1992;67:847-51.
- 92 Van As G. Erbium Laser in dentistry. *Dent Clin North Am*. 2004; 48:1017-1059.
- 93 Lubart R, Kesler G, Lavie R, Friedmann H. Er:YAG Laser promotes gingival wound repair by photo-dissociating water molecules. *Photomed Laser Surg*. 2005;23:369-72.
- 94 Pourzarandian A, Watanabe H, Ruwanpura SMPM, Aoki A, Noguchi K, Ishikawa I. Er:YAG Laser irradiation increases prostaglandin E2 production via the induction of cyclooxygenase-2 mRNA in human gingival fibroblasts. *J Periodont Res*. 2005; 40: 182-186.
- 95 Ishikawa, I., Aoki, A., Takasaki, A. A., Mizutani, K., Sasaki, K. M. & Izumi, Y. (2009) Application of Lasers in periodontics: true innovation or myth? *Periodontology*. 2000; 50: 90-126.
- 96 Zhao Y, Yin Y, Tao L, Nie P, Tang Y, Zhu M. Er:YAG Laser versus scaling and root planing as alternative or adjuvant for chronic periodontitis treatment: a systematic review. *J Clin Periodontol*. 2014; 41: 1069-1079.

- 97 Theodoro LH, Sampaio JEC, Haypek P, Bachmann L, Zezell DM, Garcia VG: Effect of Er:YAG and Diode Lasers on the adhesion of blood components and on the morphology of irradiated root surfaces. *J Periodont Res.* 2006; 41: 381-390.
- 98 Fekrazad R, Nokhbatolfoghahaei H, Khoei F, Kalhori KA. Pyogenic Granuloma: Surgical Treatment with Er:YAG Laser. *J Lasers Med Sci.* 2014; 5(4):199-205.
- 99 Stübinger S, Ghanaati S, Saldamli B, Kirkpatrick CJ, Sader R. Er:YAG Laser osteotomy: preliminary clinical and histological results of a new technique for contact-free bone surgery. *Eur Surg Res.* 2009; 42(3):150-156
- 100 Romeo U, Del Vecchio A, Palaia G, Tenore G, Visca P, Maggiore C. Bone damage induced by different cutting instruments – an in vitro study. *Braz Dent J.* 2009;20(2):162-168.
- 101 Eversole LR, Rizioiu IM. Preliminary investigations on the utility of an erbium, chromium YSGG Laser. *J Calif Dent Assoc.* 1995;23:41-7.
- 102 Romeo U, Russo C, Palaia G, Lo Giudice R, Del Vecchio A, Visca P, Migliau G, De Biase Biopsy of different oral soft tissues lesions by KTP and diode Laser: histological evaluation. *ScientificWorld-Journal.* 2014;2014:761704. doi: 10.1155/2014/761704. Epub 2014 Oct 27.
- 103 Akbulut N, Kursun ES, Tumer MK, Kamburoglu K, Gulsen U. Is the 810 nm diode laser the best choice in oral soft tissue therapy? *Eur J Dent.* 2013 Apr;7(2):207-11.
- 104 Romanos G, Nentwig GH. Diode Laser (980nm) in oral and maxillofacial surgical procedures: Clinical observations based on clinical applications. *J Clin Laser Med Surg.* 1999;17:193-7.
- 105 Fornaini C, Rocca JP, Bertrand MF. Nd:YAG and diode Lasers in the surgical management of soft tissues related to orthodontic treatment. *Photomed Laser Surg.* 2007;25(5):381-392.
- 106 Shankar BS, Ramadevi T, Neetha MS, Reddy PS, Saritha G, Reddy JM. Chronic inflammatory gingival overgrowths: Laser gingivectomy & gingivoplasty. 2013 Feb;5(1):83-7.

- 107 Capodiferro S, Maiorano E, Scarpelli F, Favia G. Fibrolipoma of the lip treated by diode Laser surgery: a case report. *J Med Case Rep.* 2008 Sep 12;2:301.
- 108 Thakur RK, Madan E, Tomar A, Arora M. Angiofibroma on cheek mucosa: a rare entity and its management with Laser. *J Cutan Aesthet Surg.* 2014 Oct-Dec;7(4):227-8.
- 109 Janda P, Sroka R, Mundweil B, Betz CS, Baumgartner R, Leunig A. Comparison of thermal tissue effects induced by contact application of fiber guided Laser systems. *Lasers Surg Med.* 2003; 33(2):93-101.
- 110 D'Arcangelo C, Di Nardo Di Maio F, Prosperi G D, Conte E, Baldi M, Caputi S. A preliminary study of healing of diode Laser versus scalpel incisions in rat oral tissue: a comparison of clinical, histological, and immunohistochemical results. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2007;103:764-73.
- 111 Azma E, Safavi N Diode Laser application in soft tissue oral surgery. *J Lasers Med Sci.* 2013 Fall;4(4):206-11.
- 112 Amaral MB, de Ávila JM, Abreu MH, Mesquita RA. Diode Laser surgery versus scalpel surgery in the treatment of fibrous hyperplasia: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2015 Nov;44(11):1383-9.
- 113 Seoane J, González-Mosquera A, García-Martín JM, García-Caballero L, Seoane-Romero JM, Varela-Centelles P. Pseudoepitheliomatous hyperplasia after diode Laser oral surgery. An experimental study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2015 Sep 1;20(5):e554-9.
- 114 Romeo U, Palaia G, Del Vecchio A, Tenore G, Gutknecht N, De Luca M. Effects of KTP Laser on oral soft tissues. In vitro study. *Lasers Med Sci.* 2010;25:539-43.
- 115 Fornaini C, Rocca JP, Merigo E, Meleti M, Manfredi M, Nammour S, Vescovi P. Low energy KTP Laser in oral soft tissues surgery: A 52 patients clinical study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2012 Mar 1;17(2):e287-91.
- 116 Yang HY, Zheng W. Long-pulsed Nd:YAG Laser treatment in vascular lesions of the oral cavity. *J Craniofac Surg.* 2009;20:1214-1216.

- 117 Vescovi P, Corcione L, Meleti M, Merigo E, Fornaini C, Manfredi M, Bonanini M, Govoni P, Rocca JP, Nammour S. Nd:YAG Laser versus traditional scalpel. A preliminary histological analysis of specimens from the human oral mucosa. *Lasers in Medical Science*. 2010;25(5):685-691.
- 118 Fisher SE, Frame JW. The effects of the carbon dioxide surgical Laser on oral tissues. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1984;22:414-425.
119. Parrulli R, Franco S, Petruzzi M, Maiorano M. Pyogenic Granuloma: surgical treatment with Diode Laser *Ann G. Stomatol (Roma)*. 2013 Apr-Jun; 4(Suppl 2): 35-36.
- 120 Kocaman G, Beldüz N, Erdogan C, Ozbek E, Sadik E, Kara C. Use of surgical Nd:YAG Laser in an oral pyogenic granuloma: a case report. *J Cosmet Laser Ther*. 2014 Aug;16(4):197-200.
- 121 Rai S, Kaur M, Bhatnagar P. Laser: A powerful tool for treatment of pyogenic granuloma. *J Cutan Aesthet Surg*. 2011 May;4(2):144-7.
- 122 Jafarzadeh H, Sanatkhan M, Mohtasham N. Oral pyogenic granuloma: a review. *J Oral Sci*. 2006 Dec;48(4):167-75.
- 123 Iyer V, Sarkar S, Kailasam S. Use of the ER, CR; YSGG Laser in the treatment of peripheral ossifying fibroma. *Int J Laser Dent*. 2012;2:51-5.
- 124 Chugh S, Arora N, Rao A, Kothawar SK. Laser excision of peripheral ossifying fibroma: Report of two cases. *J Indian Soc Periodontol*. 2014 Mar;18(2):259-62.
- 125 White JM, Chaudhry SI, Kudler JJ, Sekandari N, Schoelch ML, Silverman S Jr. Nd:YAG and CO₂ Laser therapy of oral mucosal lesions. *J Clin Laser Med Surg*. 1998;16:299-304.
- 126 Kara C. Evaluation of the patient perceptions of frenectomy: a comparison of Nd:YAG Laser and conventional techniques. *Photomed Laser Surg*. 2008; 26(2):147-152.
- 127 Lefevre B. Frenectomy, The Z-plasty technique. *Chir Dent Fr*. 1991;61:55-7.
- 128 Gontiya G, Bhatnagar S, Mohandas U, Galgali SR. Laser assisted gingivectomy in pediatric patients: a novel alternative treatment. *J Indian Soc Pedod Prev Dent*. 2011 Jul-Sep;29(3):264-9.
- 129 Grover HS, Dadlani H, Bhardwaj A, Yadav A, Lal S. Evaluation of patient response and recurrence of pigmentation following gingi-

- val depigmentation using Laser and scalpel technique: A clinical study. *J Indian Soc Periodontol*. 2014 Sep-Oct; 18(5): 586-592.
- 130 Ergun S, Saruhano lu A, Migliari DA, Maden I, Tanyeri H. Refractory Pigmentation Associated with Laugier-Hunziker Syndrome following Er:YAG Laser Treatment. *Case Rep Dent*. 2013;2013:561040. doi: 10.1155/2013/561040. Epub 2013 Dec 3.
 - 131 Zheng JW, Zhou Q, Yang XJ, Wang YA, Fan XD, Zhou GY, Zhang ZY, Suen JY. Treatment guideline for hemangioma and vascular malformations of the head and neck. *Head Neck*. 2010; 32:1088-1098.
 - 132 Magalhaes-Junior EB, Aciole GT, Santos NR, dos Santos JN, Pinheiro AL. Removal of oral lichen planus by CO₂ Laser. *Braz Dent J*. 2011;22(6):522-6.
 - 133 Poh CF, Ng S, Berean KW, Williams PM, Rosin MP, Zhang L. Biopsy and histopathologic diagnosis of oral premalignant and malignant lesions. *J Can Dent Assoc* 2008;74:283-8.
 - 134 Das S, Mohammad S, Singh V, Gupta S. Neodymium:Yttrium Aluminium garnet Laser in the management of oral leukoplakia: A case series. *Contemp Clin Dent*. 2015 Mar;6(Suppl 1):S32-5. doi: 10.4103/0976-237X.152934.
 - 135 López-Jornet P, Camacho-Alonso F. Comparison of pain and swelling after removal of oral leukoplakia with CO₂ Laser and cold knife: A randomized clinical trial. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2013 Jan 1;18 (1):e38-44.
 - 136 Brandon MS, Strauss RA. Complications of CO₂ Laser procedures in oral and maxillofacial surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2004;16:289-99.
 - 137 Jordan RCK. Verrucous carcinoma of the mouth. *J Can Dent Assoc*. 1995; 61:797.
 - 138 Singh GB, Tiwari M, Shukla HS, Pandey M. Nd:YAG Laser therapy of carcinoma lip (stage I squamous cell carcinoma): a retrospective evaluation. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg*. 2009 Sep;61(3):179-84.
 - 139 Bradley PF. A review of use of Nd:YAG Laser in oral and maxillofacial surgery. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1997;35: 26-35.

- 140 Laptev PI. Use of local UHF hyperthermia and CO₂ Laser in treatment of cancer of lip, lingual mucosa, and bottom of the oral cavity. *Stomatologiya (Mosk)*. 2004; 83(1):30-32.
- 141 García-Peñín A. Biopsia en cirugía bucal. In: Donado M., editor. *Cirugía Bucal: patología y técnica*. Masson; 1990. pp. 119-131.
- 142 Fonseca RJ, Baker SB, Wolford L. M. *Oral and Maxillofacial Surgery*. 2000; Vol. 6. W.B. Saunders.
- 143 Ficarra G, McClintock B, Hansen LS. Artefacts created during oral biopsy procedures. *J Cranio Max Fac Sur*. 1987; 15: 34-37.
- 144 Kusukawa J, Suefuji Y, Ryu F, Noguchi R, Iwamoto O, Kameyama T. Dissemination of cancer cells into circulation occurs by incisional biopsy of oral squamous cell carcinoma. *J Oral Pathol Med*. 2000;29:303-7.
- 145 Wang X, Ishizaki NT, Matsumoto K. Healing process of skin after CO₂ Laser ablation at low irradiance: a comparison of continuous-wave and pulsed mode. *Photomed Laser Surg*. 2005; 23 (1):20-26.
- 146 Romeo U, Del Vecchio A, Ripari F, Palaia G, Chiappafreddo C, Tenore G, Visca P. Effects of different Laser devices on oral soft tissues: in vitro experience. *The Journal of oral Laser applications*. 2007;7(3):155-159.
- 147 Vescovi P, Merigo E, Fornaini C, Rocca JP, Nammour S Thermal increase in the oral mucosa and in the jawbone during Nd:YAG Laser applications. Ex vivo study. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012 Jul 1;17(4):e697-704.
- 148 Suter VGA, Altermatt HJ, Sendi P, Mettraux G, Bornstein MM. CO₂ and diode Laser for excisional biopsies of oral mucosal lesions. A pilot study evaluating clinical and histopathological parameters. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*. 2010;120(8):664-671.
- 149 Fortune DS, Huang S, Soto J, et al. Effect of pulse duration on wound healing using a CO₂ Laser. *Laryngoscope*. 1998;108: 843-848.
- 150 Sanders DL, Reinisch L. Wound healing and collagen thermal damage in 7.5-msec pulsed CO₂ Laser skin incisions. *Lasers Surg Med*. 2000;26:22-32.

- 151 Maroco, J. (2014). *Análise Estatística: Com o SPSS Statistics* (6^a ed.). Lisboa:ReportNumber. ISBN 978-989-96763-4-3.
- 152 Liboon J, Funkhouser W, Terris DJ. A comparison of mucosal incision made by scalpel, CO₂ Laser, electrocautery, and constant-voltage electrocautery. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 1997; 116: 379- 385.
- 153 Flotte TJ, Goetschkes M. Light microscopic methods for delineating thermal damage. *Lasers Surg Med.* 1991; Suppl 3: 66.
- 154 Vitale MC, Botticelli AR, Zaffe D. (2001). CO₂ Laser biopsies of oral mucosa: an immunocytological and histological comparative study, in: *Laser in dentistry VII*. P Rechmann, D. Fried, and T. Hennig (eds.). Washington, DC: The Int. Soc. For Optical Eng., pp.139-144.
- 155 Fried NM, Tesfaye Z, Ong AM, Rha KH, Hejazi P. Optimization of the erbium:YAG Laser for precise incision of ureteral and urethral tissues: in vitro and in vivo results. *Lasers Surg Med.* 2003; 33(2):108-114.
- 156 Jin JY, Lee SH, Yoon HJ. A comparative study of wound healing following incision with a scalpel, diode Laser or Er, Cr:YSGG Laser in guinea pig oral mucosa: a histological and immunohistochemical analysis. *Acta Odontol Scand.* 2010; 68:232-238.
- 157 Angiero F, Parma L, Crippa R, Benedicenti S. Diode Laser (808nm) applied to oral soft tissue lesions: a retrospective study to assess histopathological diagnosis and evaluate physical damage. *Lasers Med Sci.* 2012; 27:383-388.
- 158 Suter VG, Altermatt HJ, Sendi P, Mettraux G, Bornstein MM. CO₂ and diode Laser for excisional biopsies of oral mucosal lesions. A pilot study evaluating clinical and histopathological parameters. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2010;120:664-71.
- 159 Hall HD, Williams VD. Exaggerated tissue response to electrosurgery. *Gen Dent.* 1988;36(4):303-5.
- 160 Vasconcelos BC, Freitas LH, Santos LK, Pereira JR, Frota R, Porto GG. Comparison between electrosurgery and cold blade in tongues of rats: a preliminary experimental study. *Acta Cir Bras.* 2009 Sep-Oct;24(5):362-6.

- 161 Camacho-Alonso F, López-Jornet P. Clinical-pathological study of the healing of wounds provoked on the dorso-lingual mucosa in 186 albino rats. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2007;136(1):119-24.
- 162 Schoinohoriti OK, Chrysomali E, Iatrou I., Perrea D. Evaluation of lateral thermal damage and reepithelialization of incisional wounds created by CO₂-Laser, monopolar electrosurgery, and radiosurgery: a pilot study on porcine oral mucosa. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012;113:741-747.
163. Schemmel M, Haefner HK, Selvaggi SM, Warren JS, Termin CS, Hurd WW. Comparison of the ultrasonic scalpel to CO₂ Laser and electrosurgery in terms of tissue injury and adhesion formation in rabbit model. *Fertil Steril.* 1997;67:382-6.
- 164 Arashiro DS, Rapley JW, Cobb CM, Killoy WJ. Histologic evaluation of porcine skin incisions produced by CO₂ Laser, electrosurgery and scalpel. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1996;16:479-91.
- 165 Silverman EB, Resd RW, Boyle CR, Cooper R, Miller WW, McLaughlin RM. Histologic comparison of canine skin biopsies collected using monopolar electrosurgery, CO₂ Laser, radiowave surgery, skin biopsy punch and scalpel. *Vet Surg.* 2007;36:50-6.

9 Publicaciones derivada de la Tesis Doctoral





----- Forwarded message -----

From: **Luis Monteiro** <lmonteiro.md@gmail.com>

Date: 2015-10-27 12:27 GMT+00:00

Subject: Fwd: Journal of Clinical and Experimental Dentistry, Ref. 52830, 2015-10-27

To: anaazevedojazz@gmail.com

----- Forwarded message -----

From: "jced.es" <jced@jced.es>

Date: Tue, 27 Oct 2015 00:24:36 +0100

Subject: Journal of Clinical and Experimental Dentistry, Ref. 52830, 2015-10-27

To: lmonteiro.md@gmail.com

2015-10-27

Reference: 52830

Dear Dr. Luis Monteiro,

Your manuscript entitled "In vitro histological evaluation of the surgical margins made by different laser wavelengths in tongue tissues" has been successfully submitted online and

has been forwarded to the referees for evaluation. In due time,

you will be informed

as to its possible publication in Journal of Clinical and

Experimental Dentistry.

Yours sincerely.

Professor Jose V. Bagan

Editor Journal of Clinical and Experimental Dentistry

Title

In vitro histological evaluation of the surgical margins made by different laser wavelengths in tongue tissues

Running title

Histologic evaluation of laser wavelengths in tongue tissue

Authors and affiliations

Ana Manuela Salvaterra Azevedo^{1,2}, Luís Silva Monteiro^{1,2}, Fernando Jorge das Neves Ferreira³, Maria Leonor Delgado³, Fernanda Garcês³, Sofia João dos Santos Nogueira Carreira⁴, Marco André Martins⁴, Juan Antonio Suarez Quintanilla⁵

¹ Oral Surgery and Oral Medicine Department, University Institute of Health Sciences, Paredes, Portugal and Dental Sciences Group, Health Sciences Investigation Center (CICS), Paredes, Portugal

² Stomatology Department, Valongo Unit – São João Hospital Centre, Porto, Portugal

³ Pathology Department, University Institute of Health Sciences, Paredes, Portugal and Dental Sciences Group, Health Sciences Investigation Center (CICS), Paredes, Portugal

⁴ Physiology Department, University Institute of Health Sciences, Paredes, Portugal

⁵ Medical Morphology Department, University of Santiago de Compostela, Coruña, Spain

* Correspondence

Luís Silva Monteiro

Instituto Superior de Ciências da Saúde Norte

Rua Central de Gandra, 1317

4585-116 Gandra PRD, Portugal

Email: lmonteiro.md@gmail.com

Tel: 351 919 120 226

Summary

Objective The purpose of this study is to determine the surgical margins and histologically evaluate (ex vivo) the tissue thermal effects induced by different types of surgical instruments.

Study design Cuts were made in pork tongues' mucosa with different lasers (Er:YAG at 2W with and without air/water spray and at 4W with and without air/water spray; CO₂ at 3.5W and 7W in pulsed mode and at 7W in continuous mode; the diode laser at 3.5W and boost 3.5W in pulsed mode; Nd:YAG at 6W, 40Hz and electroscalpel at 5W and conventional scalpel as control. Macroscopic and microscopic morphological changes were evaluated.

Results The results of this study showed that the surgical instruments that caused greater tissue damage extension were: the Nd:YAG laser (670.68 m), the diode 3.5W and boost PW (626.82 m), the CO₂ 7W CW (571.18 m), the CO₂ at 7W PW (485.45 m), the diode 3.5W PW (456.15 m), the electroscalpel (409.57 m) and lastly the CO₂ laser 3.5W PW (306.19 m) and Er:YAG (74.66 m) laser, regardless of power, mode or air/water spray used. An association between the Tissue Damage Extension and the Degree of Carbonization ($r = 0.789$; $P = 0.01$), and an association between the Tissue Damage Extension and Regularity of the Incision were found ($r = -0.299$; $P = 0.01$).

Conclusions The results of this study suggest that lasers can be used in soft tissues biopsies of the oral cavity, enabling a correct histopathological analysis, as long as the biological effects of each laser type are considered. The Er:YAG laser revealed its potential for biopsies of the oral mucosa ensuring a successful histological evaluation and the CO₂ laser at 3.5W in pulsed mode presented itself as the best choice for surgeries with hemostasis.

Key Words CO₂ laser, diode laser, Er:YAG laser, laser surgery, Nd:YAG laser, oral mucosa, thermal effect.

Introduction

Lasers have become standard tools for the surgical treatment of oral lesions. The use of laser technology in the surgical treatment of oral lesions aims to provide benefits to both the surgeon and the patient (1).

The acquired clinical experience over the past decades ensures a number of advantages in the use of laser versus scalpel during soft tissue surgery, including a high degree of decontamination of the surgical field, minimal postoperative bleeding and a significant decrease in pain and postoperative inflammation (1-4).

During the application of laser in oral soft tissues, the light energy is transformed into thermic energy that turns into heat on the target tissue to produce the wanted effect (5). This photothermal effect can produce changes in the tissues, and if the soft tissues are to be examined by an optical microscope, artifacts can make the histopathological interpretation difficult. Therefore the reduction of peri-incisional damage is crucial in oral pathology (6,7).

Different types of laser have shown utility and efficiency in dentistry, including CO₂, Er:YAG, diode or Nd:YAG lasers (8). The CO₂ laser, due to its affinity with water, has become a highly used instrument in the treatment of oral mucosa lesions by oral surgeons (9). Its penetration is poor, which makes the CO₂ laser particularly suited for being used close to critical anatomical structures (10-12). The CO₂ laser is an ideal tool for a clean bloodless surgical field because of its hemostatic capacity in vessels with less than 0.5 mm diameter (8). For the treatment of vascular lesions in vessels with more than 7-mm diameter, like oral hemangiomas, some authors (13) advocate the Nd:YAG or diode laser. Nevertheless, the strong coagulation effect can lead to artifacts that may influence the histological diagnosis (1).

The Er:YAG laser promotes rapid healing due to the short side thermal effect it generates (10,14). However, its drawback is that the interventions won't be so hemostatic as the ones using the CO₂, Nd:YAG or diode laser (10).

The diode and the Nd:YAG lasers are less absorbed by water and more absorbed by hemoglobin and melanin thus having a deeper effect on tissues (15). Nevertheless, in general dentistry it is now a widely ac-

cepted treatment aid, with a broad range of applications in oral soft tissue surgery (16).

There are only a few studies that have systematically analysed atypical cytological or structural changes in oral epithelium, or its association with different lasers and power (17). Most of the described cases have used the extent of the hyalinised tissue or coagulated tissue adjacent to the irradiated margins to measure the results, and only occasionally were cytological artifacts in the incision considered. Few authors described the type of laser considered suitable for soft tissue biopsy (5).

The purpose of this study is to determine the macroscopic and microscopic morphological changes in the surgical margins in tongue tissue (*ex vivo*) induced by different surgical instruments, including various types of laser.

Materials and Methods

Sample

For the purpose of this *ex vivo* study, 10 pig cadavers' tongues were used, 24 hours after slaughter. The total sample consisted of 120 incisions made with Er:YAG laser (N=40, 33.3%), CO₂ laser (N=30, 25%), diode laser (N=20, 16.7%), Nd:YAG laser (N=10, 8.3%), electroscalpel (N=10, 8.3%), and cold scalpel (N=10, 8.3%).

Evaluation Tools

The emission for each laser parameters used were those recommended by the manufacturer for soft tissue surgery, and some other variants were selected by the researchers for the purpose of the study. Each surgical instrument used, and its respective parameters, correspond to each tongue incision: CO₂ laser by DEKA® Smart US-20D with a wavelength of 10,6 m was used with a no-contact handpiece for three different types of application: 3.5W in pulsed mode (PW) at 50Hz, 7W PW at 50Hz and 7W in continuous mode (CW). Another laser used was the Nd:YAG by DEKA® Smart A10 with a wavelength of 1.06 m using fiber of 300 m, 6W power with contact mode and frequency of 40Hz.

The Er:YAG laser by DEKA® Smart 2940 D plus with a wavelength of 2,940 nm was used with a no-contact piece for four different types of applications: 2W 10Hz and 0.2J short pulse with air/water spray, 2W at 10 Hz and 0.2J short pulse without air/water spray, 4W 10Hz and short pulse 0.4J with air/water spray and 4W 10Hz and 0.4J short pulse without air/water spray. The diode laser of LITEMEDICS® with a wavelength of 980nm was used in contact mode for two different applications: 3.5W and 3.5W boost PW. It was also used a Servotome electrosurgical by SATELEC® at 5W of power, and for the specimens control a scalpel blade number 15 by KIATO® was used.

Data Collection Procedures

Surgical procedure

The samples were stored at 2-4 °C during transportation and 100% humidity to prevent tissue degradation as reported in the literature (5,18).

The surgical technique was achieved by directing the laser beam perpendicularly to the dorso of the tongue. Samples were collected by the same dentist to prevent errors from interindividual differences. A second operator then placed the samples in sterile containers with formalin buffered at 10%. The samples were sectioned with a minimum margin of 10mm from the study cut.

Macroscopic evaluation

Based on the criteria of Cercadillo-Ibarguren et al. (5) with respect to the tissue carbonisation, we proceeded to the macroscopic evaluation of the incision based on a scale of 0 to 4, in which 0 corresponds to no color detected in the incision, 1 corresponds to a brownish color on the surface of the incision, 2 when brown is detected deep into the edges of the incision, 3 to classify a black color on the surface of the incision and 4 to black in depth.

Histologic evaluation

The specimens were fixed, dehydrated and embedded in paraffin. Serial sections were performed with 3 µm thickness. They were conventionally stained with haematoxylin-eosin (HE) and were also dyed with

Masson Tricrome (TM) to control false positives. Overall, we obtained 240 histological preparations (120 HE and 120 with TM), and they were evaluated on a ZEISS Axio® optical microscope with Axiovision® software (release 4.6.3).

The histological variables assessed at specimens' level are based on the criteria established by Vescovi et al. (2). Epithelial changes in the core include core, cytoplasmic and membrane modifications, and possible loss of intraepithelial and subepithelial adhesion; modification of connective tissue including charring and desiccation; morphology and regularity of the incision on a scale of 0 to 4 in which they were classified as "regular" (≥ 2) when it presents a smooth, linear border mostly of incisional margin, and as "irregular" (< 2) in the presence of a rough and uneven edge in most of the incision, where level 4 represents the highest quality and 0 the worst incisional quality; Extent of Thermal Tissue Damage (ETTD) expressed in microns by measuring the greatest distance from the edge of the incision to the end of the laser thermal damage in the tissue. At the same time, a photographic file was compiled. The samples were coded and a double blind analysis for each type of laser setup used was made by two pathologists to reach a consensus for each case.

Analysis procedure data

The data analysis was obtained by descriptive and inferential statistics, using the SPSS-22.0 software (Statistical Package for Social Sciences).

Given that the null hypothesis (H_0) to the Kolmogorov-Smirnov normality test is that data is normally distributed, and as the result of P-value was ($P < 0.05$) for the variables under study, we reject the null hypothesis (H_0) and we assume that the sample does not follow a normal distribution in the variables under study. Thus, non-parametric tests like Spearman correlation test, Mann-Whitney test, Kruskal-Wallis test and the Chi-Square test were used.

Results

Macroscopic evaluation

With the exception of the Er:YAG laser with mean values of 0 and 1, all the other surgical instruments showed a significant charring average value as can be seen in Table 1. The Nd:YAG laser and CO₂ laser at 7W CW caused greater tissue carbonization with average values of 4.

An association was found between the ETTD and Carbonization Degree which indicates a strong positive significant correlation ($r=0,789$; $P=0.01$).

Histological evaluation

The values of tissue changes by type of artifact (nuclear, cytoplasmic or connective) versus surgical instrument, power, spray and mode used are shown in Table 2. The instruments with the highest number of tissue changes were the electroscautel and Nd:YAG laser, and the one with fewer changes, particularly at epithelial level, was the Er:YAG laser, regardless of power, mode or spray used (Figure 1). Significant differences were found in ETTD between the number of tissue changes in Score Nuclei ($P<0.001$); Score Cytoplasm ($P<0.001$) and Connective Score ($P<0.001$). It was observed a higher ETTD in the presence of a greater number of changes within each score. Although not statistically significant, an association between the type of surgical instrument and its power and the tissue changes (instrument and power Vs picnotic Core/core spindle/core hyperchromatic/cytoplasmic hyperchromatism/cell fusion ($P<0.001$); instruments and power vs adherence loss ($P=0.02$); instruments and power vs carbonization ($P=0.035$), except for change “dissection” ($P=0.214$)) was found. It was also possible to behold statistically significant differences ($P<0.001$) in ETTD related to the types of surgical instruments used. The values of ETTD for surgical instrument, power, mode and air/water spray are shown in Table 3 and (Figure 2). The instrument with the highest ETTD was the Nd:YAG laser (670.68 m), then come the diode laser at 3.5W boost PW (626.82 m), the CO₂ laser at 7W CW (571.18 m), the CO₂ laser at 7W PW (485.45 m), the diode laser at 3,5W PW (456.15 m), the electroscautel (409.57 m) and lastly the CO₂ lasers at 3,5W PW (306.19 m)

and Er:YAG laser (74.66 m) regardless of their power, mode or air/water spray (Figure 1). It was found that there is an average lower ETDD in the presence of air/water spray and a higher average in the absence of air/water spray of the Er:YAG laser, although the difference was not statistically significant ($P=0.123$). As expected, the scalpel control specimens demonstrated no thermal damage at the margins of the incision (Figure 1L). Table 4 shows the values of the regularity of the incision for surgical instrument, power, mode and air/water spray. The most regular incision was obtained with the CO₂ laser at 3,5W in pulsed mode and the less regular incision with the Nd:YAG laser. An association between ETDD and the regularity of the incision was found ($r = -,299; P=0.01$).

Discussion

There are several studies on the use of laser in oral biopsy of soft tissue, but only some of them focus on the damage caused by this device in peri-incisional margins of tissue samples, and only a few include associated variables, as the power, wavelength or emission mode.

Recent studies (15,18-20) have shown that the CO₂, Er:YAG, Nd:YAG and diode lasers proved to be ideal devices for oral soft tissue with little thermal damage, allowing a correct histological diagnosis. We have showed in this paper that the artifacts caused by different types of laser are limited to a small area of tissue and don't affect the entire fragment.

The instruments with the highest degree of carbonization of the tissue were the Nd:YAG and CO₂ 7W CW lasers, and the one with the lowest charring was the Er:YAG laser. The paper by Cercadillo-Ibar-guren et al. (5) regarding macroscopic classification, states that the CO₂ and diode lasers always produced higher values of carbonization, probably due to higher power level, continuous mode and because of the wavelength used in their research (830nm).

The present study found a significant association between ETDD and carbonization degree, showing that the higher the degree of charring caused by the surgical instrument, the higher the ETDD induced

on the specimen. In this case the Nd:YAG and CO₂ 7W CW lasers with grade 4 carbonization also had the highest ETTD values. While the Er:YAG laser with the lowest values of thermal damage caused a non-relevant carbonization without air/water spray and no carbonization at all with air/water spray regardless of the power used. These results seem to indicate that in soft tissue surgery of the oral mucosa, the carbonization degree may be a clinical indicator of the damage that is being induced in the tissue.

Concerning the regularity of the incision, the best result was obtained with the CO₂ laser, regardless of mode or power, and the worst result with the Nd:YAG laser. These results confirm the ones in the study of Merigo et al. (18), who reported good and regular results with the CO₂ laser but weaker ones with the Nd:YAG laser. The intermediate quality of the incisions with the Er:YAG laser are concurrent with the results of these authors and do not seem to be related to the presence of air/water spray.

When we compared the incision regularity with ETTD, we observed that more regular cuts of the incision corresponded to cases with lower ETTD. The results of Vescovi et al. (1) support this hypothesis in human oral mucosa studies with Nd:YAG laser at 3.5W and 5W, in which they didn't find a statistically significant difference, although the incision was better and ETTD lower in the specimens obtained with lower power laser.

All types of surgical instruments used in this study induced the same Tissue Artefact Changes, mainly located in the basal and suprabasal layers of the lingual epithelium, according to many authors (17,21), and its connective tissue. The surgical instruments that induced the higher number of artifacts were the Nd:YAG laser and electroscautel mainly at a nuclear level; the Er:YAG laser generated fewer changes at the epithelial level (nucleus and cytoplasm) as described by Merigo et al. (18). However, loss of adherence was higher with the electroscautel, the diode laser at 3.5W boost and the Nd:YAG laser, while Merigo et al. (18) only found this in the last laser referred.

The electroscautel produced similar values of tissue changes to the ones obtained with the Nd:YAG laser, which is in line with the comparative study of laser surgery and electrosurgery by Vitale et al. (22) that

found the greater damage in electrosurgery biopsies particularly at the epithelial level.

In the ETDD analysis by histological artefact induced by the different surgical instruments, it can be stated that the measure of thermal damage was normally higher in the presence of these tissue changes, suggesting that in surgical margins with higher ETDD, more histological artefacts will be found. This difference in ETDD between the presence and absence of these tissue changes was statistically significant. And while this is an expected result, it strengthens the quality of the sample under study. The results of Vescovi et al. (1) with Nd:YAG laser, although not statistically significant, were parallel, meaning that a higher power laser induced higher epithelial, conjunctival and vascular changes, coinciding with a higher thermal tissue damage. The surgical instrument that showed lower ETDD was the Er:YAG laser followed by the CO₂ laser at 3.5W in pulsed mode; the laser that induced higher thermal damage was the Nd:YAG laser. This result is consistent with the ex vivo study by Merigo et al. (18) at different wavelengths.

Er:YAG laser achieved the best performance in terms of histological anatomy, and the lowest marginal thermal damage highlighting the power of 2W with air/water spray. In view of these results, although not statistically significant, it can be stated that in this study the presence of the spray minimized the risk of thermal damage without charring effects. So we are in line with Zaffe et al. (19), Merigo et al. (18) and Romeo et al. (6) as the best results in terms of “respect for the tissue” were obtained by the Er:YAG laser. However Tamarit-Borràs et al. (10) consider this laser to have a lower utility in soft tissue, because it doesn't offer good hemostasis during surgery.

Though relevant to CO₂ and diode lasers, tissue changes were much more evident with the Nd:YAG laser, maybe because of the warming effect of the tissues and its deep absorption, compared with other wavelengths (23), its light is primarily absorbed by hemoglobin and melanin allowing a deep penetration of energy in the tissue. The Nd:YAG laser proved to be the more aggressive surgical instrument, having exceeded up to 1 mm in one of its incisions; Romeo et al. (24) had already described from severe damage to extensive detachment of at least 1.5 mm when testing the effect of different lasers in pig tongues.

In fact, in the work of Merigo et al. (18), the temperature increase in depth was most consistent with the diode and Nd:YAG lasers, which can definitely be related to the extent of tissue change. Vescovi et al. (1) underwent a preliminary histological analysis of human oral mucosa samples, comparing the Nd:YAG laser with traditional scalpel and concluded that this laser induces serious thermal effects in small samples (less than seven millimeters) regardless of frequency and power used.

A bibliographical analysis will reveal that the CO₂ laser is in fact one of the most useful instruments for soft tissue surgery especially concerning human lesions, because of important advantages, like the hemostasis capacity, and the vast experience that surgeons have with this laser (9,10). Seoane et al. (21) concluded that the CO₂ laser (3W-12W) generates thermal epithelial damage not necessarily related to the power employed. However, in our study, ETTD induced by this laser at 3.5W seems to be the most suitable for the preservation of tissues, with thermal injuries of, on average, 306.19 m, whilst the 7W PW laser produced, on average, 485.45 m, and the CO₂ laser at 7W CW caused greater peripheral thermal damage, with extended dermoepithelial detachment and homogenization of the chorion, damaging, on average, 571.18 m; nevertheless, all below 1 mm extension. However, this difference between the continuous and pulsed mode of the CO₂ laser was not statistically significant. Indeed, Suter et al. (11) indicate that both laser modes are suitable for biopsies of the oral cavity. In our study, ETTD with CO₂ laser obtained an average value of 454.27 m, with a maximum value of 844.37 m, while other results reported range from 70 to 750 m (17,18,21,25), which can justify the need to include an additional amount of adjacent healthy tissue that exceeds the expected extent of epithelial thermal damage.

The thermal effect of the diode laser in this study was wide, and induced a lower ETTD average at 3.5W than that generated at 3.5W boost. Other authors reported smaller thermal effects, from 321,4 m (26) to 623 m (15), but a lower power was used in both cases.

Values that are close to the ones in our study, up to 750 m with 3W and 5W power, were reported (18), but using a wavelength of 808nm. Romeo et al. (24) found differences in the thermal effects of the laser diode of 980nm and 808nm in a pig's tongue, with the longer wavelength

achieving an extensive general thermal effect; the chorion was corrupted by more than 1.5mm and the epithelium by more than 1 mm with a wide dermoepithelial detachment. With the diode laser at 808nm in pulsed mode, the peri-incisional cell damage was evidently reduced, showing the best results, with a peripheral damage of less than 1mm.

Histological evaluation of the specimens revealed a markedly longer ETTD in the group of the incisions with CO₂ at 7W, Nd:YAG and diode lasers compared to the electroscautel group. This observation has been recognised in some studies (27,28) but has also been contradicted by others (29,30).

ETTD induced by surgical instruments was observed, from the highest to the lowest result in: the Er:YAG laser, the CO₂ laser at 3.5W PW, the electroscautel, the diode laser at 3.5W PW, the CO₂ laser at 7W PW, the CO₂ laser at 7W CW, the diode laser at 3.5W boost PW and finally the Nd:YAG laser.

The small number of tissue changes and lower ETTD induced by Er:YAG laser appears to be an indicator of its potential for soft tissue surgery of the oral mucosa ensuring a successful histological evaluation. However, because it doesn't provide effective hemostatic properties, the laser which induces less tissue damages and has a superior hemostasis capacity is the CO₂ laser at 3.5W PW. Moreover, this laser was the instrument that offered the most regular incisions. The Nd:YAG lasers obtained the worst results in the preservation of peri-incisional tissue, reinforcing the need of an adequate knowledge of its characteristics and appropriate choice of the parameters associated to a training period.

As conclusion, our results show that lasers may be used in soft tissue surgery of the oral cavity, as long as the biological effects related to the use of each type of laser are understood and respected. The Er:YAG laser may be the laser of choice for biopsies of the oral mucosa because of the minimum histological artefacts observed in this paper, ensuring a valid histological evaluation, followed by the CO₂ laser at 3.5W in pulsed mode, especially when the surgeon needs more hemostasis on the surgical field.

Conflict of interest

There are no potential conflicts of interest.

References

- 1 Vescovi P, Corcione L, Meleti M, et al. Nd:YAG laser versus traditional scalpel. A preliminary histological analysis of specimens from the human oral mucosa. *Lasers in Medical Science*. 2010;25(5):685–691.
- 2 Pick RM, Colvard MD. Current status of lasers in soft tissue dental surgery. *J Periodontol*. 1993; 64:589-602.
- 3 ié-Sánchez J, España-Tost AJ, Arnabat-Domínguez J, Gay-Escoda C. Comparative study of upper lip frenectomy with the CO₂ laser versus the Er, Cr: YSGG laser. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2012; Mar 1;17 (2):e228-32.
- 4 Spector N, Spector J, Ellis DE, Reinisch L. Reduction in Lateral Thermal Damage Using Heat-Conducting Templates: A Comparison of Continuous Wave and Pulsed CO₂ Lasers. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2003; 32:94–100.
- 5 Cercadillo-Ibarguren I, España-Tost A, Arnabat-Domínguez J, Valmaseda-Castellón E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Histologic evaluation of thermal damage produced on soft tissues by CO₂, Er,Cr:YSGG and diode lasers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2010; 15:e912–8.
- 6 Romeo U, Libotte F, Palaia G, Del Vecchio A, Tenore G, Visca P. et al. Histological in vitro evaluation of the effects of Er:YAG laser on oral soft tissues. *Lasers in Medical Science*. 2012; 27(4):749–753.
- 7 Goharkhay K, Moritz A, Wilder-Smith P, Schoop U, Kluger W.,-Jakolitsch S. et al. Effects on oral soft tissue produced by a diode laser in vitro. *Lasers Surg Med*. 1999; 25:401-6.
- 8 Monteiro LS, Mouzinho J, Azevedo A, Martins MA, Fuente JM. Treatment of Epulis Fissuratum with Carbon Dioxide Laser in a

- Patient with Antithrombotic Medication. *Braz Dent J*. 2012; 23(1): 77-81.
- 9 Yagüe-García J, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Treatment of oral mucocele – scalpel versus CO₂ Laser. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2009; 14 (9):e469-74.
 - 10 Tamarit Borrás M, Delgado Molina E, Berini Aytés L, Gay Escoda C. Removal of hyperplastic lesions of the oral cavity. A retrospective study of 128 cases. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2005; 10:151-162.
 - 11 Suter VGA, Altermatt HJ, Dietrich T, Warnakulasuriya S, BornsteinMM. Pulsed Versus Continuous Wave CO₂ Laser Excisions of 100 Oral Fibrous Hyperplasias: A Randomized Controlled Clinical and Histopathological Study. *Lasers in Surgery and Medicine*. 2014; 46:396–404.
 - 12 Suter VGA, Altermatt HJ, Sendi P, Mettraux G, Bornstein MM. CO₂ and diode laser for excisional biopsies of oral mucosal lesions. A pilot study evaluating clinical and histopathological parameters. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin*. 2010; 120(8):664–671.
 - 13 Vesnaver A, Perovi AV, ernel B. Treatment of deep vascular lesions using ultrasound-guided intralesional laser photocoagulation. *J Oral Laser Appl*. 2010; 10:111–115.
 - 14 Lubart R, Kesler G, Lavie R, Friedmann H. Er:YAG laser promotes gingival wound repair by photo-dissociating water molecules. *Photomed Laser Surg*. 2005; 23:369-72.
 - 15 Romeo U, Russo C, Palaia G, Lo Giudice R, Del Vecchio A, Visca P, Migliau G, De Biase Biopsy of different oral soft tissues lesions by KTP and diode Laser: histological evaluation. *ScientificWorld-Journal*. 2014;2014:761704.
 - 16 Akbulut N, Kursun ES, Tumer MK, Kamburoglu K, Gulsen U Is the 810 nm diode laser the best choice in oral oft issue therapy? . *Eur J Dent*. 2013; 7(2):207-11.
 - 17 González-Mosquera A, Seoane J, García-Caballero L, López-Jornet P, García-Caballero T, Varela-Centelles P. Er,CR:YSGG Lasers induce fewer dysplastic-like epithelial artefacts than CO₂ Lasers: an in vivo experimental study on oral mucosa. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 2012; 50:508–512.

- 18 Merigo E, Clini F, Fornaini C, et al. Laser-assisted surgery with different wavelengths: a preliminary ex vivo study on thermal increase and histological evaluation. *Lasers Med Sci.* 2013; 28:497–504.
- 19 Zaffe D, Vitale MC, Martignone A, Scarpelli F, Botticelli AR. Morphological, Histochemical, and Immunocytochemical Study of CO₂ and Er:YAG Laser Effect on Oral Soft Tissues Photomedicine and Laser Surgery. Mary Ann Liebert, Inc. 2004; 22(3):185–189
- 20 Morimoto Y, Niwa H, Minematsu K. Risk factors affecting post-operative hemorrhage after tooth extraction in patients receiving oral antithrombotic therapy. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011 69:1550-1556.
- 21 Seoane J, Caballero TG, Urizar JM, Almagro M, Mosquera AG, Varela-Centelles P. Pseudodysplastic epithelial artefacts associated with oral mucosa CO₂ Laser excision: P: an assessment of margin status. *Int J Oral Maxillofac Surg.* Aug 2010; 39(8):783-7.
- 22 Fried NM, Tesfaye Z, Ong AM, Rha KH, Hejazi P. Optimization of the erbium:YAG Laser for precise incision of ureteral and urethral tissues: in vitro and in vivo results. *Lasers Surg Med.* 2003; 33(2):108–114.
- 23 Junior RM, Silva IH, Carvalho AT, Leão JC, Gueiros LA. Nd:YAG Laser photocoagulation of benign oral vascular lesions: a case series. *Lasers Med Sci.* 2015: 1-6.
- 24 Romeo U, Del Vecchio A, Ripari F, Palaia G, Chiappafreddo C, Tenore G, Visca P. Effects of different Laser devices on oral soft tissues: in vitro experience. *The Journal of oral Laser applications.* 2007; 7(3):155-159.
- 25 Matsumoto K, Suzuki H, Usami Y, Hattori M, Komoro T. Histological evaluation of artifacts in tongue tissue produced by the CO₂ Laser and the electrotome. *Photomed Laser Surg.* 2008; 26:573–7.
- 26 Angiero F, Parma L, Crippa R, Benedicenti S. Diode Laser (808nm) applied to oral soft tissue lesions: a retrospective study to assess histopathological diagnosis and evaluate physical damage. *Lasers Med Sci.* 2012; 27:383-388.

- 27 Schoinohoriti OK, Chrysomali E, Iatrou I, Perrea D. Evaluation of lateral thermal damage and reepithelialization of incisional wounds created by CO₂-Laser, monopolar electrosurgery, and radiosurgery: a pilot study on porcine oral mucosa. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol.* 2012; 113:741-747.
- 28 Schemmel M., Haefner HK, Selvaggi SM, Warren JS, Termin CS, Hurd WW. Comparison of the ultrasonic scalpel to CO₂ Laser and electrosurgery in terms of tissue injury and adhesion formation in rabbit model. *Fertil Steril.* 1997; 67:382-6.
- 29 Arashiro DS, Rapley JW, Cobb CM, Killoy WJ. Histologic evaluation of porcine skin incisions produced by CO₂ Laser, electrosurgery and scalpel. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1996; 16:479-91.
- 30 Silverman EB, Resd RW, Boyle CR, Cooper R, Miller WW, McLaughlin RM. Histologic comparison of canine skin biopsies collected using monopolar electrosurgery, CO₂ Laser, radiowave surgery, skin biopsy punch and scalpel. *Vet Surg.* 2007; 36:50-6.

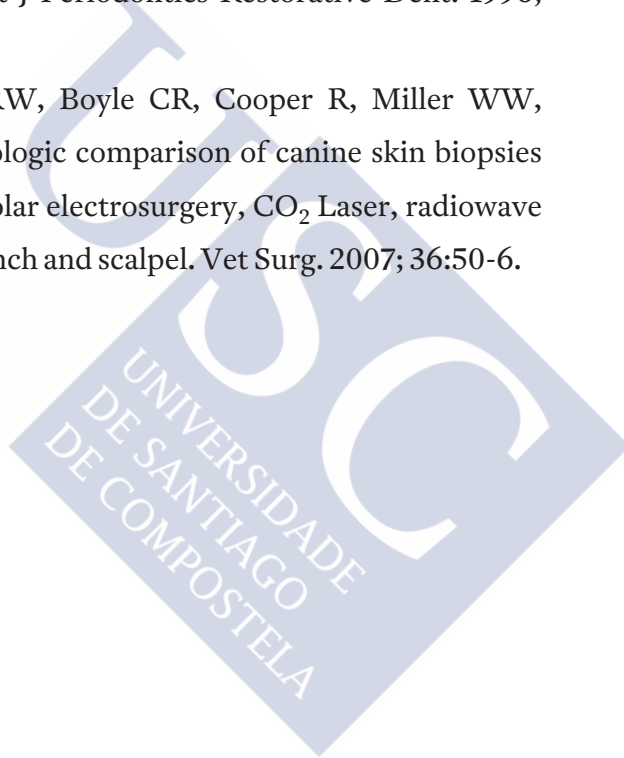


Table Legends

Table 1 Degree of carbonization by instrument, power, mode and spray.

Table 2 Nuclear, cytoplasmic and connective changes for Surgical Instrument, power, mode and spray.

Table 3 Tissue Thermal Damage Extension by type of Surgical Instrument, power, mode and spray (air/water).

Table 4 Frequency and percentage of Regular Incision and average and standard deviation of the Regularity of the Incision by surgical instruments, power, mode and air/water spray.

Figure Legends

Figure 1 Incisional margin of the tongue tissue samples (haematoxylin and eosin-staining): a – Er:YAG Laser at 2W PW with air/water spray (x100 magnification); b – Er:YAG Laser at 2W PW without air/water spray (x100 magnification); c – Er:YAG Laser at 4W PW with air/water spray (x100 magnification); d – Er:YAG Laser at 4W PW without air/water spray (x100 magnification); e – CO₂ Laser at 3,5W PW (x100 magnification); f – CO₂ Laser at 7W PW (x100 magnification); g – CO₂ Laser at 7W CW (x50 magnification); h – Diode Laser at 3,5W PW (x100 magnification); i – Diode Laser boost at 3,5W to (x100 magnification); j – Nd:YAG Laser (x50 magnification); k – Electroscalpel (x100 magnification); l – Cold Scalpel (x50 magnification).

Figure 2 Box-plot of Tissue Damage Extension (m) of Surgical Instruments used, by power mode and air/water spray.

Table 1 Degree of carbonization by instrument, power, mode and spray

Surgical Instrument	Pulsed	Continuos	Spray	Degree of carbonization (Macroscopic Scale 0-4)				
				N	min	max	average	dp
Er:YAG								
2 W	✓		✓	10	0	1	.20	.422
	✓			10	0	2	1.00	.471
4 W	✓		✓	10	0	1	.40	.516
	✓			10	1	2	1.20	.422
CO ₂								
3.5 W	✓			10	2	3	2.10	.316
7 W	✓			10	2	4	3.00	.471
		✓		10	4	4	4.00	0.000
Diode								
3.5 W	✓			10	1	3	2.50	.707
3.5 W Bossd	✓			10	1	3	1.80	.919
Nd:YAG	✓			10	3	4	3.60	.516
Electroscalpel	✓			10	2	4	3.10	.738
Scalpel				10	0	0	0.00	0.000

Macroscopic scale (0 to 4)

[0: None. 1: brown color on the surface; 2: Color brown in depth;
3: Black Color on the surface and 4: Black Color in depth]

Table 2 Nuclear, cytoplasmic and connective changes for Surgical Instrument, Power, Mode and Spray

Surgical Instrument	Pulsed	Continuos	Spray	Score Cores		Score Cytoplasm		Score Conjunctive	
				average	dp	average	dp	average	dp
Er:YAG									
2 W	✓		✓	.60	.966	.40	.843	1.40	.699
	✓			1.10	.994	.60	.843	1.90	.316
4 W	✓		✓	.50	.707	.50	.527	1.50	.707
	✓			.60	.843	.80	.789	1.70	.483
CO ₂									
3.5 W	✓			1.80	.789	1.30	.675	1.80	.422
7 W	✓			2.00	.816	1.50	.527	2.00	0.000
		✓		2.10	.994	1.50	.707	1.90	.316
Diode									
3.5 W	✓			2.00	0.000	1.70	.483	2.00	0.000
3.5 W boost	✓			2.20	.632	1.70	.675	2.00	0.000
Nd:YAG	✓			2.80	.422	2.00	0.000	2.00	0.000
Electroscalpel	✓			2.80	.422	2.00	0.000	2.00	0.000
Scalpel				0.00	0.000	0.00	0.000	.10	.316

(Nuclear Change 0=no histological change)



Table 3 Tissue Thermal Damage Extension by type of surgical instrument, power, mode and (spray air/water)

Surgical Instrument	Pulsed	Continuos	Spray	Tissue Thermal Damage Extension (µm)			
				min	max	average	dp
Er:YAG							
2 W	✓		✓	0	225	68.39	59.585
	✓			36	215	84.39	51.363
4 W	✓		✓	33	125	66.34	25.143
	✓			46	138	79.54	31.333
CO2							
	✓						
3.5 W	✓			204	449	306.19	85.882
7 W	✓			259	801	485.45	178.581
		✓		295	844	571.18	183.216
Diode							
3.5 W	✓			234	597	456.15	108.513
3.5 W boost	✓			431	1113	626.82	220.292
Nd:YAG							
	✓			362	1035	670.68	251.851
Electroscalpel	✓			226	490	409.57	88.224
Scalpel				0	0	0	0

Table 4 Frequency and percentage of Regular Incision and average and standard deviation of the Regularity of the Incision by surgical instruments, power, mode and air/water spray

Surgical Instrument	Pulsed	Continuos	Spray	Regular Incision		Regularity of the Incision (0-4)	
				Yes (≥2)	No (<2)	Mean	dp
				N	%		
Er:YAG							
2 W	✓		✓	8 (80%)	2 (20%)	1.9	0.876
	✓			8 (80%)	2 (20%)	1.7	0.949
4 W	✓		✓	6 (60%)	4 (40%)	2.2	1.135
	✓			7 (70%)	3 (30%)	1.9	0.738
CO ₂							
3.5 W	✓			9 (90%)	1 (10%)	2.8	0.789
7 W	✓			10 (100%)	0 (0%)	2.6	0.516
		✓		9 (90%)	1 (10%)	2.6	0.699
Diode							
3.5 W	✓			2 (20%)	8 (80%)	1	0.667
3.5 W boost	✓			2 (20%)	8 (80%)	0.9	0.738
Nd:YAG	✓			0 (0%)	10 (100%)	0.4	0.516
Electroscalpel	✓			7 (70%)	3 (30%)	1.8	0.632
Scalpel				9 (90%)	1 (10%)	2.6	0.966

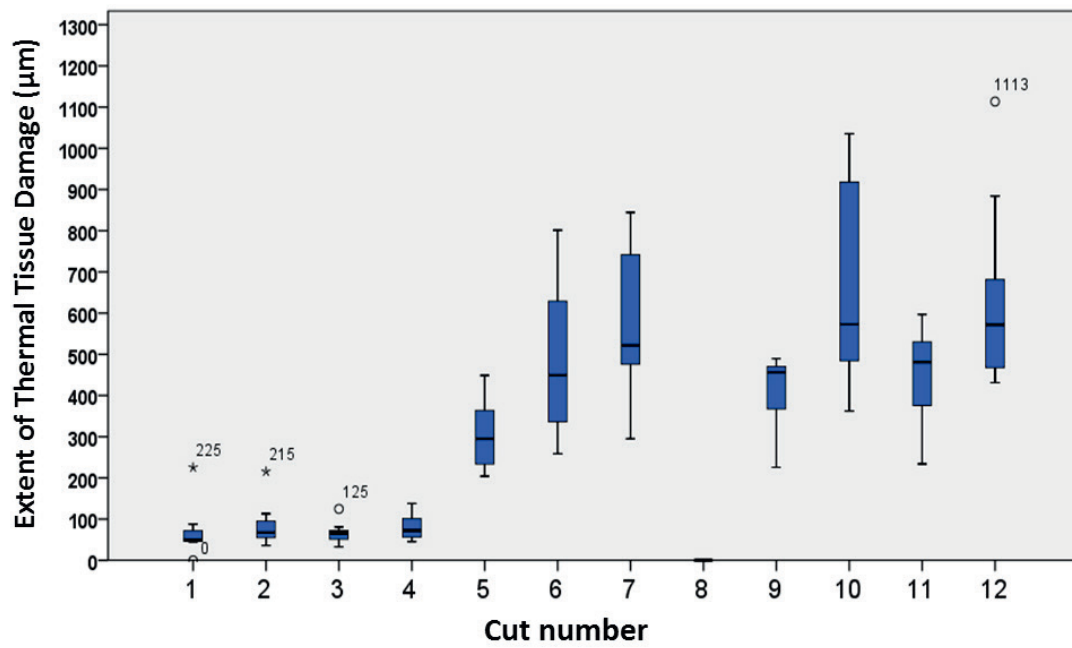
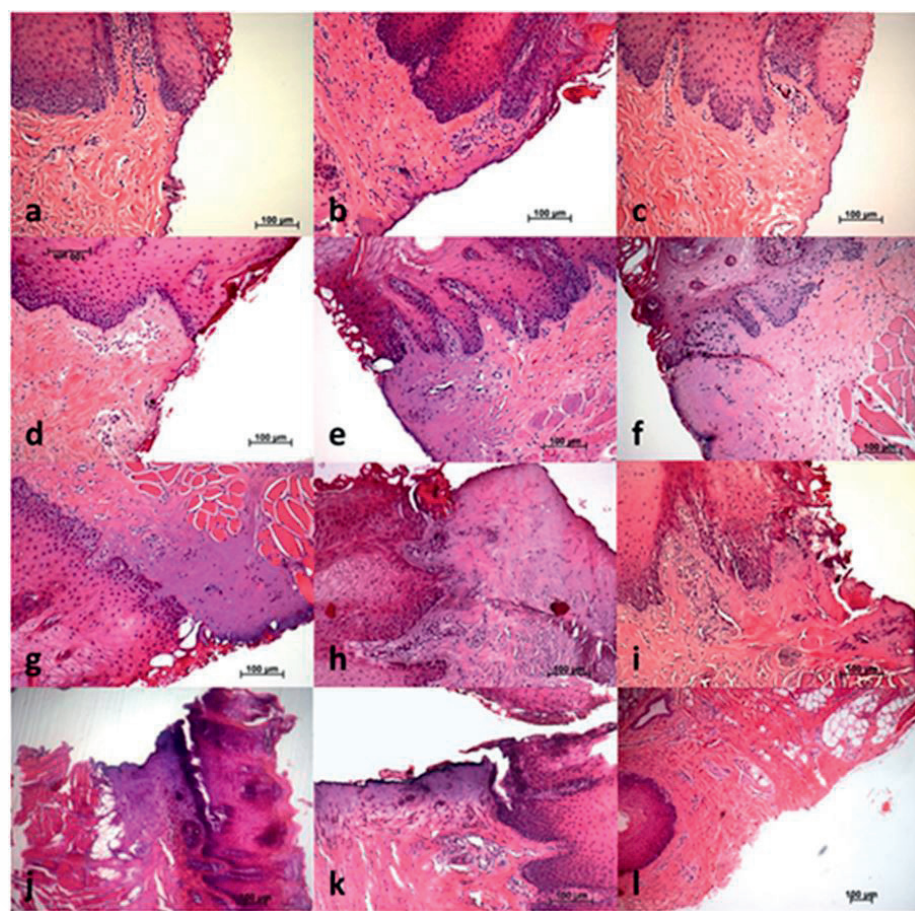


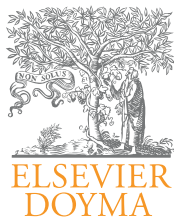
Chart 1 Box plot of tissue damage extension (µm) of instruments surgical used. by power mode and air/water spray.

Legend

Cut 1: Er:YAG 2W with spray	Cut 5: CO ₂ 3.5W pW	Cut 9: Electroscalpel
Cut 2: Er:YAG 2W without spray	Cut 6: CO ₂ 7W pW	Cut 10: Nd:YAG
Cut 3: Er:YAG 4W with spray	Cut 7: CO ₂ 7W cW	Cut 11: Diode 3.5W pW
Cut 4: Er:YAG 4W without spray	Cut 8: Scaplel	Cut 12: Diode boost pW

Figure 1





Revista Portuguesa de Estomatologia, Medicina Dentária e Cirurgia Maxilofacial

www.elsevier.pt/spemd



Clinical case

Laser treatment of vascular anomalies of oral cavity

Luis Silva Monteiro^{a,b,*}, Ana Azevedo^b, Susana Cadilhe^c, Duarte Sousa^c,
Carlos Faria^b, Marco Martins^d

^a Serviço de Medicina e Cirurgia Oral, Instituto Superior de Ciências da Saúde Norte, Paredes, Portugal

^b Serviço de Estomatologia e Medicina Dentária, Centro Hospitalar de São João – Pólo Valongo, Porto, Portugal

^c Instituto Superior de Ciências da Saúde, Paredes, Portugal

^d Departamento de Fisiologia, Instituto Superior de Ciências da Saúde, Paredes, Portugal

ARTICLE INFO

Article history:

Received 20 January 2013

Accepted 20 June 2013

Available online 4 October 2013

Keywords:

Vascular malformations

Oral pathology

CO₂ laser

Diode laser

ABSTRACT

Vascular anomalies are disorders of the endothelium and related tissue resulting in an aberrant and hamartomatous vessel growth. They are divided into vascular tumors (including haemangioma) and vascular malformations. Additionally some vascular anomalies can be acquired such as venous lakes or varix. Different modalities to treat them are available including laser therapy, steroid therapy, embolization, β -blockers therapy, sclerosant therapy, surgery or cryosurgery. This article reports the usefulness of CO₂ laser and diode laser for the treatment of vascular anomalies of the oral cavity and concluded that laser is a suitable tool for the treatment of these lesions and delivers very efficient results without significant complications such as hemorrhage, pain, infection, and significant scarring.

© 2013 Sociedade Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária. Published by Elsevier España, S.L. All rights reserved.

Tratamento com laser de anomalias vasculares da cavidade oral

RESUMO

As anomalias vasculares são alterações do endotélio e do tecido adjacente, resultando num crescimento vascular aberrante e hamartomatoso. São divididas em tumores vasculares (incluindo o hemangioma) e malformações vasculares. Adicionalmente algumas anomalias vasculares podem ser adquiridas, como os lagos venosos ou varizes. Diferentes modalidades estão disponíveis para o seu tratamento, incluindo o laser, esteróides, embolização, β -bloqueadores, esclerosantes, cirurgia ou criocirurgia. Este artigo apresenta a utilidade do laser de CO₂ e do laser de diodo para o tratamento de anomalias vasculares da cavidade oral e conclui que o laser é um instrumento adequado para o tratamento destas lesões e proporciona resultados muito eficientes, sem complicações significativas como hemorragia, dor, infeção, ou cicatrizes excessivas.

© 2013 Sociedade Portuguesa de Estomatologia e Medicina Dentária. Publicado por Elsevier España, S.L. Todos os direitos reservados.

* Corresponding author.

E-mail address: lmonteiro.md@gmail.com (L.S. Monteiro).

Introduction

Vascular anomalies are disorders of the endothelium and related tissue resulting in an aberrant and hamartomatous vessel growth.¹ A number of terms have been used to describe them such as angiomas, haemangioma, vascular birthmarks but they are now divided into vascular tumors (including haemangioma) and vascular malformations.² Additionally some vascular anomalies can be acquired such as venous lakes or varix.³

Haemangioma are the most common tumors of the infancy, occurring in 4-12% of all children.^{1,4} They are rarely seen at birth, but they appear after a few weeks of life, showing a proliferative phase quicker than the physical growth. Before the first years of life they slow in growth and begin the involution phase. Multifocal haemangioma can be component of PHACES syndrome (Posterior fossa brain anomalies; Haemangioma usually in cervical segment haemangioma; Arterial anomalies; Cardiac defects and coarctation of the aorta; Eye anomalies; Sterna cleft).⁵

Vascular malformations are classified according to the type of involved vessels such as capillary, venous, lymphatic and arteriovenous malformations. Progressive ectasia of existing vascular structures caused by sepsis, intercurrent trauma, pregnancy or puberty results in the expansion of vascular malformations. The main characteristic feature of vascular malformations is that they never show signs of involution. Vascular malformations can be categorized also according to their hemodynamic features in low flow lesions including capillary, venous and lymphatic malformations and high-flow lesions including arterial, arteriovenous malformations and arteriovenous fistulas.¹ Some vascular malformations may be associated with syndromes such as Sturge-Weber syndrome, blue rubber bleb nevus syndrome, Osler-Weber-Rendu syndrome or Klippel-Trenaunay syndrome.¹

Varix and venous lakes are common vascular lesions caused by focal dilatation of venules, occurring more often in elderly patients. The most common oral site is the lip. Once formed they persist throughout life.^{3,6}

Esthetic problems, hemorrhaging episodes or impairment of oral normal functions are the main reasons for the treatment of vascular anomalies. Many different treatment modalities are available including laser therapy, steroid therapy, embolization, β -blockers therapy, sclerosant therapy, surgery or cryosurgery.^{1,7,8}

Laser therapy is a mainstay of management of mucosal and skin vascular malformations nowadays with different wavelengths, different irradiation parameters and application procedures.^{2,9} They can be used in photocoagulation, vaporization or excision procedures. The most used lasers are neodymium-yttrium-aluminum-garnet (Nd:YAG) laser (1064 nm), potassium-titanium-phosphate (KTP) laser (532 nm), diode laser (800-980 nm), pulsed dye lasers (585 and 595 nm), argon laser (514 nm) and carbon dioxide (CO₂) laser (10,600 nm).^{1,2,10-13} They have been found to be safe and effective in the treatment of vascular anomalies.^{2,6,7,10,11}

Our aim is to present two case reports of oral vascular anomalies showing the usefulness of laser for the treatment of these lesions.

Case description

Case 1

An 18-year-old man was referred to our department for evaluation of an oral bluish lesion. He referred having this lesion since a very young age with some periods of transient enlargement in the recent years. This nodule caused discomfort especially during mastication with history of trauma. Clinical examination revealed a blue colored papule measuring 1.5 cm \times 1 cm, on the anterior right buccal mucosa (Fig. 1). At palpation, the papule felt soft, cold, without pulse and blanch with diascopic maneuver. Complete blood count and general biochemistry were within normal values. Clinically we diagnosed this lesion as a vascular malformation. Excision of the lesion was performed under local anesthesia using a CO₂ laser (DEKATM Smart US20D, Firenze, Italy), focalizing the beam for mucosal cut, on a pulse mode (50 Hz), 4.5 W output power, 1 mm spot, power density (PD) 573.25 W/cm², fluence 11.46 J/cm², defocalizing for tissue coagulation on a continuous mode, 7 W output power, 2 mm spot, PD 222.93 W/cm² and fluence 222.93 J/cm² (Fig. 2). Usual safety precautions for the operator, patient, and assistant were followed. The wound was allowed to repair by second intention. Excised tissue (Fig. 3) was submitted to routine histological examination with indication of a CO₂ laser excision. Paracetamol 1 g at 12 h interval during 3 days was prescribed. After 3 weeks, wound healing was completed uneventfully (Fig. 4). He did not report any post-operative complication such as pain or edema. On histopathology report the lesion was compatible with venous malformation (Figs. 5 and 6). The patient was seen 1 month and one year after and was free of recurrence.

Case 2

A 52-year-old man was referred to our department for evaluation of a bluish blister on the lip with three years of evolution. This papule caused labial discomfort and esthetic problems.



Fig. 1 – Clinical presentation of a blue colored papule on the anterior right buccal mucosa compatible with a vascular malformation.



Fig. 2 – Excision of the lesion with CO₂ laser (10,600 nm).



Fig. 4 – Clinical aspect 3 weeks after surgery.

He had arterial hypertension and was medicated with captopril 25 mg. Clinical examination revealed a dark blue colored papule measuring 0.5 cm × 1 cm, in the lower lip (Fig. 7). On palpation, the papule was soft and blanch with diascopic maneuver. Clinically we diagnosed this lesion as an acquired vascular lesion (venous lake). Under local anesthesia we performed a photocoagulation of the lesion using a diode laser 975 nm (LaserHF™, Hager & Werken, Duisburg, Germany) in non-contact mode (2 mm of focal distance) with a 350 μm fiber, continues mode, 3 W power, during 10 seconds with a fluence of 20 J/cm² (Figs. 8 and 9). Usual safety precautions of the operator, patient, and assistant were followed. The wound was allowed to repair by second intention. Paracetamol 1 g at 12 h interval during 3 days was prescribed. After 2 weeks, wound healing was completed uneventfully (Fig. 10). He did not report any post-operative complications such as pain or edema. The patient was seen 1 month and one year after and was free of recurrence.

Discussion

The first anatomic-pathological classification of vascular lesions was developed by Virchow,¹⁴ classifying vascular tumor into angiomas and lymphangiomas, which were then characterized as simplex, cavernosum and racemosum. In 1982, Mulliken and Glowacki¹⁵ clarified the field of vascular anomalies by categorizing these lesions based on their clinical behavior and cellular kinetics in haemangioma and vascular malformations. Nowadays, they are divided into vascular tumors (including infantile haemangioma and congenital haemangioma) and vascular malformations (including capillary, lymphatic, venous, arterial and combined malformations).² Acquired vascular anomalies include venous lakes or varix.^{3,6} In the present work, history and clinical characteristics favored the diagnosis of small vascular

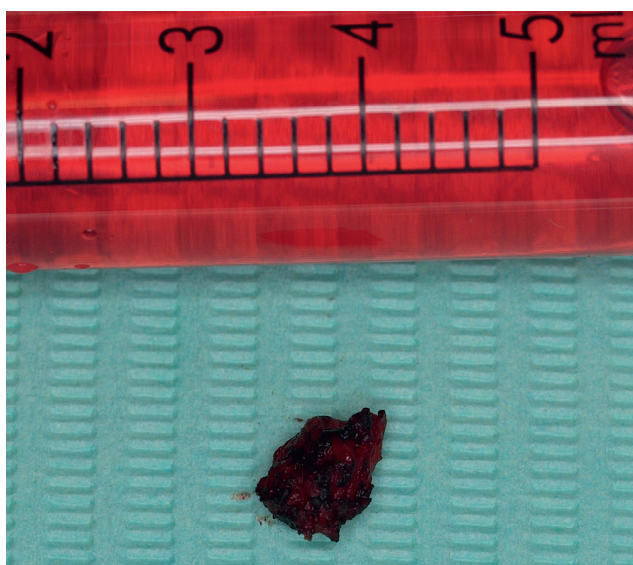


Fig. 3 – Macroscopic aspect of the surgical specimen.

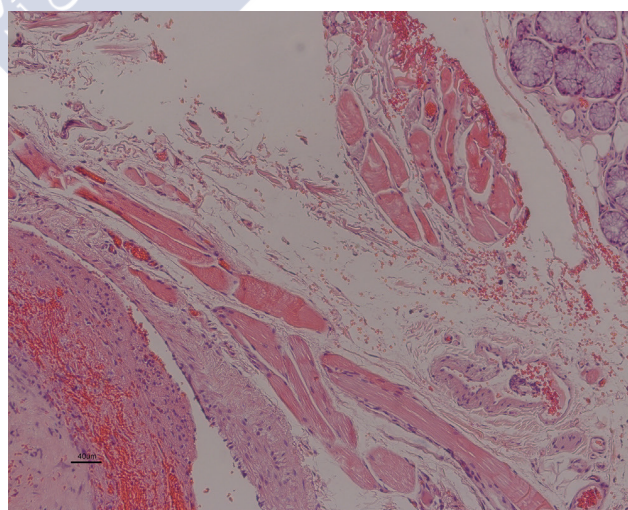


Fig. 5 – Histological image (100×) where it is possible to observe a venous malformation at the left lower corner. There is the presence of minor salivary glands of oral mucosa in the upper and right corner.

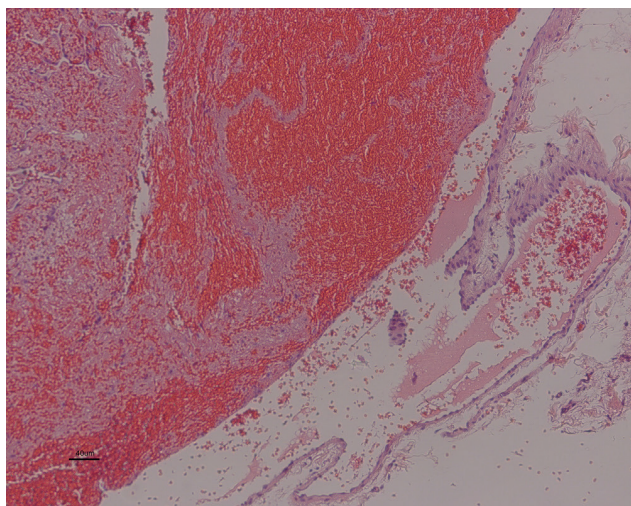


Fig. 6 – Histological image (100×) showing the dilated venous vessel with signs of thrombosis and with a thin wall vessel in the right lower corner.

anomalies, a venous malformation in the first case and venous lake in the second case.

In the cases of large vascular lesions, warm, with palpable thrill or of uncertain diagnosis imagiologic studies are routinely indicated. Doppler ultrasound or angiography may show the type and density of the vessels.¹⁶ Magnetic resonance or computed tomography is useful to delineate the extent of a lesion prior to any surgery.¹

Although many different treatment modalities have been used in vascular anomalies the use of high-power lasers is considered one of the greatest technologies advances in this field.^{7,8,12} This is related with the laser advantages such as elimination of vascular lesion without significant hemorrhage, disinfection of the surgical wound, no need for sutures, less scarring, and less post-operative complications in comparison with conventional surgery.^{12,17} We used two different lasers: CO₂ and diode laser. CO₂ laser emits energy with a 10.6 μm wavelength in the infrared zone that is absorbed by



Fig. 8 – Clinical aspect in the beginning of the photocoagulation procedure with a diode laser (975 nm).



Fig. 9 – Final aspect of the lesion at the end of the photocoagulation procedure.



Fig. 7 – Clinical presentation of a blue colored papule on the



Fig. 10 – Clinical aspect 2 weeks after surgery.

water. The high water content of the oral soft tissues makes this laser one of the most used in oral soft tissue surgery with high precision cut and excellent haemostasis.¹⁷ However, it only coagulates vessels smaller than 0.5 mm diameters. In well-circumscribed and small low-flow vascular malformation CO₂ laser has been used successfully as seen in the first case of an excision procedure.¹⁰ The diode laser (800–980 nm) is poorly absorbed in water and selectively absorbed by hemoglobin. As result this laser penetrates deeply in the tissue (4–5 nm) and emits heat in contact with hemoglobin in blood vessels causing coagulation tissue deeper than 7–10 nm, in a process designated by photocoagulation. These characteristics make this laser ideal for the photocoagulation technique as a non-invasive procedure.^{1,7} The disadvantage of this technique comparing to CO₂ laser excision is the lack of specimen for histopathological report. However, as we observed in the second case, small and low-flow venous anomalies can be successfully and easily treated by photocoagulation. Azevedo et al.⁶ treated effectively 17 venous lakes of the lip with photocoagulation using diode laser without complications. This happened also in our cases. Pain, scarring, hemorrhage and edema were not observed in our cases and complete cicatrization was observed in approximately 2–3 weeks.

In conclusion, vascular venous anomalies of small dimensions can easily be treated with CO₂ laser excision or diode laser photocoagulation. Laser is a suitable tool for the treatment of vascular malformations of the oral cavity and delivers very efficient results without complications such hemorrhage, pain, infection, and significant scarring.

Ethical disclosures

Protection of human and animal subjects. The authors declare that the procedures followed were in accordance with the regulations of the relevant clinical research ethics committee and with those of the Code of Ethics of the World Medical Association (Declaration of Helsinki).

Confidentiality of data. The authors declare that they have followed the protocols of their work center on the publication of patient data and that all the patients included in the study received sufficient information and gave their written informed consent to participate in the study.

Right to privacy and informed consent. The authors have obtained the written informed consent of the patients or subjects mentioned in the article. The corresponding author is in possession of this document.

Conflicts of interest

REFERENCES

1. Werner JA, Dünne AA, Folz BJ, Rochels R, Bien S, Ramaswamy A, et al. Current concepts in the classification, diagnosis and treatment of hemangiomas and vascular malformations of the head and neck. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 2001;258:141–9.
2. Buckmiller LM, Richter GT, Suen JY. Diagnosis and management of hemangiomas and vascular malformations of the head and neck. *Oral Dis.* 2010;16:405–18.
3. Regezi JA, Sciubba J, Jordan RCK. Oral and maxillofacial pathology: clinical-pathologic correlations. 5th ed. Philadelphia: WB Saunders Company; 2008. p. 107–12.
4. Greene AK. Management of hemangiomas and other vascular tumors. *Clin Plast Surg.* 2011;38:45–63.
5. Greene AK. Vascular anomalies: current overview of the field. *Clin Plast Surg.* 2011;38:1–5.
6. Azevedo LH, Galletta VC, Eduardo C, Migliari DA. Venous lake of the lips treated using photocoagulation with high-intensity diode laser. *Photomed Laser Surg.* 2010;28:263–5.
7. Vesnaver A, Dovsky DA. Treatment of large vascular lesions in the orofacial region with the Nd:YAG laser. *J Craniomaxillofac Surg.* 2009;37:191–5.
8. Buckmiller LM, Munson PD, Dyamenahalli U, Dai Y, Richter GT. Propranolol for infantile hemangiomas: early experience at a tertiary vascular anomalies center. *Laryngoscope.* 2010;120:676–81.
9. Railan D, Parlette EC, Uebelhoefer NS, Rohrer TE. Laser treatment of vascular lesions. *Clin Dermatol.* 2006;24:8–15.
10. Eivazi B, Wiegand S, Teymoortash A, Neff A, Werner JA. Laser treatment of mucosal venous malformations of the upper aerodigestive tract in 50 patients. *Lasers Med Sci.* 2010;25:571–6.
11. Nuño-González A, Naz-Villalba E, Vicente-Martín FJ, Sánchez-Gilo A, Gutiérrez-Pascual M, Fuente E, et al. Treatment of mucosal vascular malformations with variable-pulse neodymium: yttrium-aluminum-garnet laser. *Actas Dermosifiliogr.* 2011;102:717–21.
12. Genovese WJ, Santos MT, Faloppa F, Merli LA. The use of surgical diode laser in oral hemangioma: a case report. *Photomed Laser Surg.* 2010;28:147–51.
13. Jones T, Fleming C, Llewelyn J. Management of vascular lesions of the mouth and lips using a potassium titanyl phosphate (KTP) laser: review of patient satisfaction. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2011;49:364–7.
14. Virchow R. Angiome. In: Virchow R, editor. *Die Krankheiten Geschwülste.* Berlin: August Hirschwald; 1863. p. 306–425.
15. Mulliken JB, Glowacki J. Hemangiomas and vascular malformations in infants and children: a classification based on endothelial characteristics. *Plast Reconstr Surg.* 1982;69:412–22.
16. Van Doorne L, De Maeseneer M, Stricker C, Vanrensbergen R, Stricker M. Diagnosis and treatment of vascular lesions of the lip. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2002;40:497–503.
17. Monteiro LS, Mouzinho J, Azevedo A, Martins MA, Fuente JM. Treatment of epulis fissuratum with carbon dioxide laser. *Rev*

Treatment of *Epulis Fissuratum* with Carbon Dioxide Laser in a Patient with Antithrombotic Medication

Luís Silva MONTEIRO^{1,2}
João MOUZINHO¹
Ana AZEVEDO^{1,2}
Marco Infante da CÂMARA¹
Marco André MARTINS^{2,3}
José Maria LA FUENTE⁴

¹Oral Surgery and Oral Medicine Department, Higher Institute of Health Sciences, Paredes, Portugal and Dental Sciences Group, Health Sciences Investigation Center (CICS), Paredes, Portugal

²Stomatology Department, Nossa Senhora da Conceição de Valongo Hospital, Porto, Portugal

³Physiology Department, Higher Institute of Health Sciences, Paredes, Portugal

⁴Oral Implantology Institute of Alicante, Alicante, Spain

Epulis fissuratum is a pseudotumor growth located over the soft tissues of the vestibular sulcus caused by chronic irritation from poorly adapted dentures. Treatment indication for these lesions is surgical excision with appropriate prosthetic reconstruction. The hemostatic capacity of carbon dioxide (CO₂) laser is well described in the literature as a useful tool in oral surgery, especially in patients with clotting disorders. This paper presents a case of a 72-year-old female patient referred to the 'Nossa Senhora da Conceição de Valongo Hospital' at Porto, Portugal, with a massive growth of vestibular oral mucosa in the mandible and maxilla associated with ill-fitting dentures, suggestive of *epulis fissuratum*. The patient was taking antithrombotic medication. The lesions were excised with CO₂ laser, and no significant complications, such as hemorrhage, pain, swelling or infection, were recorded. Twenty days after surgery, both areas were completely reepithelialized. Prosthetic rehabilitation and function were achieved with the fabrication of new maxillary and mandibular dentures. Follow-up 1 month and 1 year after treatment revealed the areas free of recurrence. The use of CO₂ lasers is currently the gold standard in the excision of this type of lesion, especially in patients with hemorrhagic diathesis or under antithrombotic therapy.

Key Words: *epulis fissuratum*, CO₂ laser, antithrombotic medication, oral cavity, oral pathology.

INTRODUCTION

Epulis fissuratum is a pseudotumor growth located over the soft tissues of the vestibular sulcus caused by chronic irritation from poorly adapted prostheses with variable degrees of hypertrophy and hyperplasia. The treatment of choice is surgical excision with appropriate prosthetic reconstruction (1,2).

In modern societies, there is an increasing number of older patients with common systemic diseases such as cardiovascular diseases, especially those treated with anticoagulation therapy because of cardiologic indications. In the last years, some guidelines of dental management of patients using antithrombotic drugs have recommended not to routinely discontinue anti-platelet and anti-coagulation medication before dental surgery.

As a result, the risk of a severe bleeding during or after oral surgical procedures is increased (3).

Lasers have been used in dentistry for different purposes and have been the subject of different fields of dental research (4-10). The use of laser in oral and maxillofacial surgery has become more and more widespread over the last decades with favorable experiences (11,12). Carbon dioxide (CO₂) laser emits energy at a 10.6 µm wavelength (infrared zone), which is absorbed by water. The high water content of the oral soft tissues makes this laser a useful tool in oral surgery with several advantages including excellent hemostasis, high precision in tissue destruction, no need for sutures, non-contact surgery, wound sterilization and minimal postoperative pain and edema (11-16). The hemostatic capacity of CO₂ laser is reported as an

additional benefit in oral surgery for patients that suffer from clotting disorders (17).

This paper presents the treatment of massive and simultaneous maxillary and mandibular *epulis fissuratum* with CO₂ laser surgery and the subsequent prosthetic rehabilitation in a patient under antithrombotic therapy.

CASE REPORT

A 72-year-old female patient was referred to the

Oral Medicine and Surgery Department of the 'Nossa Senhora da Conceição de Valongo' Hospital at Porto, Portugal, for a maxillary/mandibular gingival mass with 12 months of evolution. She had arterial hypertension and congestive heart failure. Habitual medication included ticlopidine 250 mg and captopril 25 mg. On oral examination, a fibrous mass of 6 x 2 cm with multiple folds was located on the mandibular vestibular sulcus and two other similar fibrous masses, with 2 x 1 cm each, were found in the maxillary vestibular sulcus (Fig. 1A-C). The

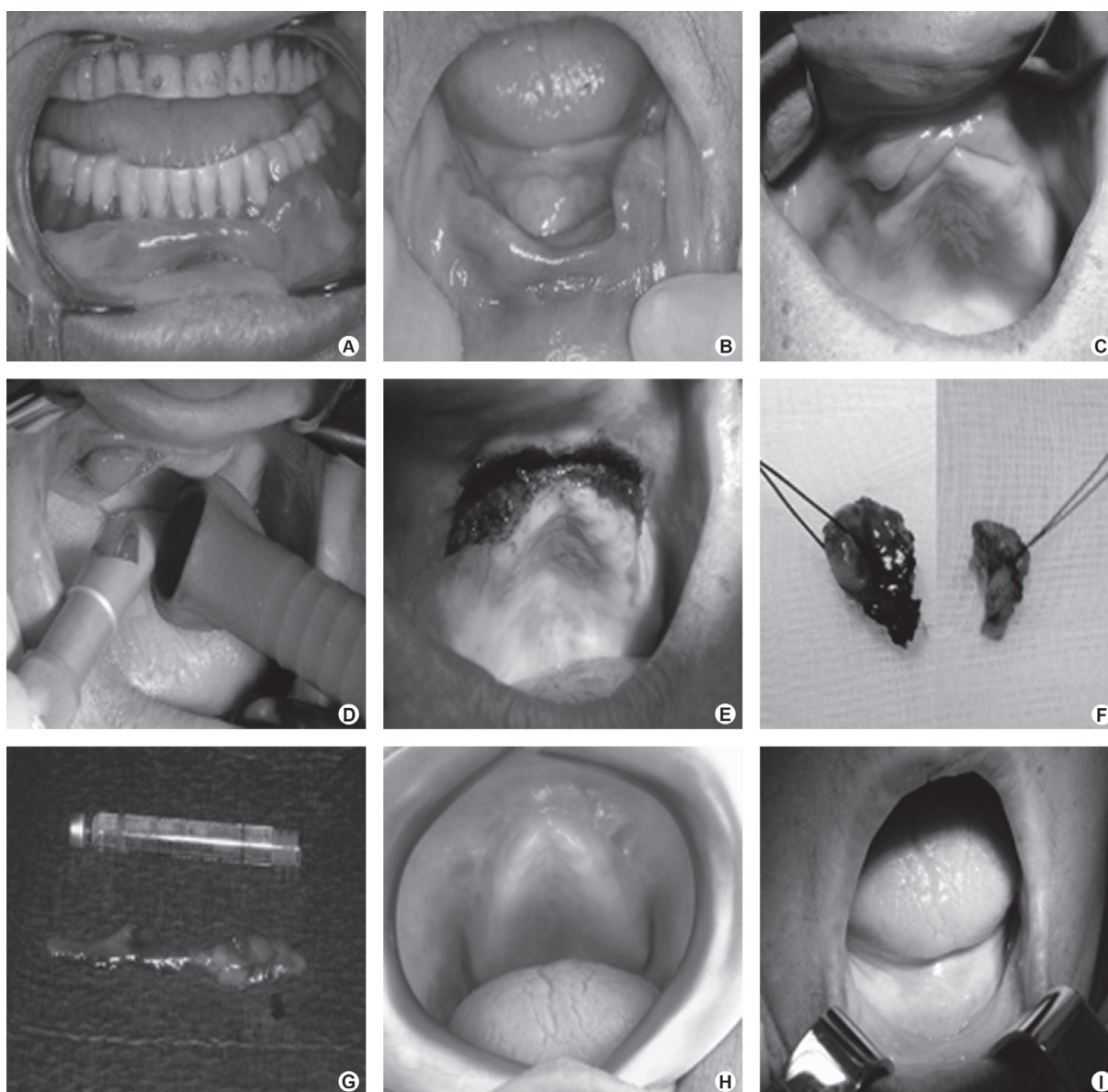


Figure 1. Clinical images of the case. A and B = Initial presentation of a mandibular *epulis fissuratum*; C = Initial presentation of the maxillary *epulis fissuratum*; D and E = Exeresis of the maxillary *epulis fissuratum* with CO₂ laser; F = Operatory specimen of the maxillary lesions; G = Operatory specimen of the mandibular lesion; H and I = Aspect of the treated areas 1 month after surgery.

patient had ill-fitted maxillary and mandibular complete dentures. *Epulis fissuratum* presumptive diagnosis was made. Complete blood count and general biochemistry were within normal values with an INR of 2.3. Habitual medication was not discontinued for surgery. The lesions were treated under local anesthesia (2% lidocaine with 1:100,000 epinephrine) with CO₂ laser (DEKA™ Smart US20D, Firenze, Italy), pulse mode, 0.9-mm focus, 5-6 W power, focalizing the beam for cutting of the mucosa and defocalizing the beam when tissue vaporization was required (Fig. 1D-G). Usual safety precautions of protecting the operator, patient, and assistant were strictly followed. First, hyperplastic tissue was peripherally delimited using the CO₂ laser in a focused mode. Then, using a suture, tension was applied on each area of the lesion and the surrounding tissue to obtain a clean cut in the excision procedure also using the CO₂ laser in a focused mode. At the end of the surgery the beam was used on a defocused mode to promote better hemostasis. Additionally, a partial vestibuloplasty was performed. Immediately after surgery, each old denture was relined with a tissue conditioner (Viscogel; Dentsply, Konstanz, Germany). Neither sutures nor dressings were used and the wounds were allowed to repair by second intention. Excised tissues were submitted for routine histological examination with indication of a CO₂ laser excision. Paracetamol 1 g every 12 h during 3 days and 0.12% chlorhexidine mouthwashes were prescribed. After 20 days, wound healing was completed uneventfully. A 3-mm-deep extension was gained in the maxillary sulcus, increasing denture retention. No postoperative pain or edema was reported. On histopathological report, both lesions revealed fibrous tissue with some lymphocytic infiltration, limited by a stratified epithelium with acantosis. There were no signs of malignancy. A final diagnosis of *epulis fissuratum* was established for both lesions. Appropriate new prosthetic rehabilitation was provided. The patient returned after 1 month and 1 year later, without any signs of lesion recurrence (Fig. 1H-I).

DISCUSSION

Most cases of *epulis fissuratum* occur in the anterior region of the jaws (1,13,18). Simultaneous maxillary and mandibular occurrence, as in the present case, is less frequent. This pathology is more frequent in females and in elderly patients (1,18). The most common complaints are a fibrous mass in the mouth, as happened in the present case, disuse of dentures, pain or the need

for renewal of dentures (18).

Surgical excision is the definitive treatment of *epulis fissuratum*, always with appropriate prosthetic reconstruction. The treatment is usually performed with conventional surgery excision with scalpel. This technique, however, is associated with significant loss of sulcus depth, sometimes with full elimination of the vestibule (2,13). This could be reduced performing a vestibuloplasty with vestibular deepening without union of surgical borders. A denture covered with tissue conditioner is adapted and reinserted over the surgical bed, permitting the maintenance of vestibular sulcus. However, without suture of the wound borders, hemostasis could be difficult especially for patients with hemorrhagic diathesis or under antithrombotic therapy. Morimoto et al. (19) observed that, a surgical procedure such as tooth extraction was associated with a significantly increased incidence of postoperative hemorrhage in patients receiving antithrombotic therapy. Therefore, this technique could be problematic for these individuals. Moreover, based on recent guidelines, cardiologists rather prefer not to suspend any antithrombotic medication before oral surgery procedures (3).

In this sense, CO₂ laser excision appears a useful tool in this type of surgery. One of its main advantages over conventional surgeries is that CO₂ laser surgery provides an excellent hemostasis (20,21). Blood vessels smaller than 0.5-mm diameter are spontaneously sealed (1), allowing excellent visibility (bloodless operating field) and precision when dissecting through the tissue planes (1,20). Compared with scalpel surgery, a clot of denatured collagen is formed on the surface and the acute inflammation reaction is delayed and minimal after laser disinfection of wound, with few myofibroblasts and hence little wound contraction (11). All these advantages minimize possible postoperative hemorrhage. For these reasons there is no need for suture and the wound is allowed to repair by second intention. Over the past years, laser hemostasis has been established as an alternative to conventional techniques (11,17). Gáspár and Szabó (17) found no significant differences between the group of patients with hemorrhagic diathesis and control patients regarding the duration of operation, degree of bleeding and healing of the wound and complication using laser surgery. In the present case, there was a good bleeding control in both mandibular and maxillary epulis.

Additional and important advantages of CO₂ lasers, as observed in the present case, are the cutting precision, the uniqueness of its non-contact technique

and the reduction of postoperative complaints such as pain, infection and edema (2,20,22). Regarding the size of the lesions of this case, it is remarkable that pain was absent during the intraoperative and postoperative periods. This is an important advantage of CO₂ laser treatment reported by many authors. Pogrel et al. (23) attributed this reduction in pain to the fact that the inflammatory reaction associated with CO₂ laser application is reduced because of blood and lymphatic vessel sealing, with prevention of the extravasation of fluids responsible for inflammation and pain. Moreover, laser irradiation cause sealing of the nerve endings in the surgical contact area and the denaturalized collagen layer formed on the surface of the surgical wound serves to isolate from the oral fluids (24,25).

The healing process was completed after 20 days without scarring and with anatomic sulcus integrity. Fisher and Frame (25) suggested treatment of *epulis fissuratum* with CO₂ laser without first intention, since second intention healing was seen to cause scant tissue alteration and little loss of vestibular depth. In the present case, a 3-mm-deep extension was gained in the maxillary sulcus, increasing denture retention. Dentures must be readjusted and placed back into the mouth as soon as possible (2,23,24). Recurrences are rare as long as the sources of trauma and/or the patient's habits are eliminated and the appropriate prosthetic reconstruction is provided. Tamarit-Borrás et al. (1) observed relapse of lesion after *epulis fissuratum* excision with CO₂ laser in patients who had failed to replace or re-fit their dentures.

In conclusion, given the intrinsic qualities of CO₂ laser when used for oral tissue surgery, such as bloodless operating field, cutting precision, non-contact technique, no need for sutures, and reduction of postoperative pain, edema, infection and hemorrhage, it is reasonable to assume that this treatment option should become the gold standard in the treatment of denture-related hyperplasias, especially in patients with hemorrhagic diathesis or under antithrombotic therapy.

RESUMO

Epulis fissuratum é um crescimento pseudotumoral localizado sobre os tecidos do sulco vestibular causada por irritação crônica de próteses mal adaptadas. O tratamento indicado para estas lesões é a sua excisão cirúrgica com reabilitação protética apropriada. A capacidade hemostática do laser de dióxido de carbono (CO₂) está amplamente descrita na literatura como instrumento útil em procedimentos cirúrgicos especialmente em pacientes que sofrem de distúrbios de coagulação. Este artigo apresenta um caso de uma paciente do sexo feminino de 72 anos, enviada

ao Hospital Nossa Senhora da Conceição de Valongo, Porto, Portugal, que apresentou-se com crescimentos exuberantes das mucosas vestibular maxilar e mandibular associados a próteses mal adaptadas. A paciente estava sob uso de medicação anti-trombótica. As lesões foram excisadas com laser de CO₂. Não foram reportadas complicações significativas como hemorragia, dor, tumefação ou infecção. Vinte dias após a cirurgia, ambas as áreas encontravam-se completamente reepitelizadas. A reabilitação protética foi promovida com a produção de novas próteses superior e inferior. O acompanhamento após 1 mês e 1 ano não mostrou evidências de recidiva. A utilização do laser CO₂ é nos nossos dias a técnica de eleição na excisão deste tipo de lesões especialmente em pacientes com diáteses hemorrágicas ou terapia anti-trombótica.

REFERENCES

1. Tamarit-Borrás M, Delgado-Molina E, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Removal of hyperplastic lesions of the oral cavity. A retrospective study of 128 cases. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2005;10:151-162.
2. Niccoli-Filho W, Neves AC, Penna LP, Seraidarian PI, Riva R. Removal of epulis fissuratum associated to vestibuloplasty with carbon dioxide laser. *Lasers Med Sci* 1999;14:203-206.
3. van Diermen DE, Aartman IH, Baart JA, Hoogstraten J, van der Waal I. Dental management of patients using antithrombotic drugs: critical appraisal of existing guidelines. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 2009;107:616-624.
4. Estrela C, Ribeiro RG, Estrela CR, Pécora JD, Sousa-Neto MD. Antimicrobial effect of 2% sodium hypochlorite and 2% chlorhexidine tested by different methods. *Braz Dent J* 2003;14:58-62.
5. Tramontina VA, Machado MA, Nogueira Filho GR, Kim SH, Vizzoli MR, Toledo S. Effect of bismuth subgallate (local hemostatic agent) on wound healing in rats. *Histological and histometric findings. Braz Dent J* 2002;13:11-16.
6. Carvalho TL, Bombonato KF, Brentegani LG. Histometric analysis of rat alveolar wound healing. *Braz Dent J* 1997;8:9-12.
7. Basso FG, Oliveira CF, Fontana A, Kurachi C, Bagnato VS, Spolidório DM, et al. *In vitro* effect of low-level laser therapy on typical oral microbial biofilms. *Braz Dent J* 2011;22:502-510.
8. Moura-Netto C, Guglielmi C de A, Mello-Moura AC, Palo RM, Raggio DP, Caldeira CL. Nd:YAG laser irradiation effect on apical intracanal dentin - a microleakage and SEM evaluation. *Braz Dent J* 2011;22:377-381.
9. Faria MI, Souza-Gabriel AE, Alfredo E, Messias DC, Silva-Sousa YT. Apical microleakage and SEM analysis of dentin surface after 980 nm diode laser irradiation. *Braz Dent J* 2011;22:382-387.
10. Lino MD, Carvalho FB, Oliveira LR, Magalhães EB, Pinheiro AL, Ramalho LM. Laser phototherapy as a treatment for radiotherapy-induced oral mucositis. *Braz Dent J* 2011;22:162-165.
11. Gama SK, de Araújo TM, Pinheiro AL. Benefits of the use of the CO₂ laser in orthodontics. *Lasers Med Sci* 2008;23:459-465.
12. Işeri U, Özçakir-Tomruk C, Gürsoy-Mert H. Treatment of *epulis fissuratum* with CO₂ laser and prosthetic rehabilitation in patients with vesiculobullous disease. *Photomed Laser Surg* 2009;27:675-681.
13. Keng SB, Loh HS. The treatment of *epulis fissuratum* of the oral cavity by CO₂ laser surgery. *J Clin Laser Med Surg* 1992;10:303-306.
14. Tuncer I, Özçakir-Tomruk C, Sencift K, Cöloğlu S. Comparison of conventional surgery and CO₂ laser on intraoral soft tissue pathologies and evaluation of the collateral thermal damage.

- Photomed Laser Surg 2010;28:75-79.
15. de Magalhaes-Junior EB, Aciole GT, Santos NR, dos Santos JN, Pinheiro AL. Removal of oral lichen planus by CO₂ laser. *Braz Dent J* 2011;22:522-526.
 16. Aciole GT, Aciole JM, Soares LG, Santos NR, Santos JN, Pinheiro AL. Surgical treatment of oral lymphangiomas with CO₂ laser: report of two uncommon cases. *Braz Dent J* 2010;21:365-369.
 17. Gáspár L, Szabó G. Significance of the hemostatic effect of lasers in oral surgery. *Orv Hetil* 1989;130:2207-2210.
 18. Canger EM, Celenk P, Kayipmaz S. Denture-related hyperplasia: A clinical study of a Turkish population group. *Braz Dent J* 2009;20:243-248.
 19. Morimoto Y, Niwa H, Minematsu K. Risk factors affecting postoperative hemorrhage after tooth extraction in patients receiving oral antithrombotic therapy. *J Oral Maxillofac Surg* 2011;69:1550-1556.
 20. Mahler P, Pouyssegur V, Rocca JP, De Moor R, Nammour S. Preprosthetic surgery of the edentulous maxilla: vestibular deepening with the aid of the CO₂ laser. *Rev Belge Med Dent* 2009;64:108-113.
 21. Kesler G. Clinical applications of lasers during removable prosthetic reconstruction. *Dent Clin North Am* 2004;48:963-969.
 22. Aciole GT, Aciole JM, Soares LG, Santos NR, Santos JN, Pinheiro AL. Surgical treatment of oral lymphangiomas with CO₂ laser: report of two uncommon cases. *Braz Dent J* 2010;21:365-369.
 23. Pogrel MA, Yen ChK, Hansen LS. A comparison of carbon dioxide laser, liquid nitrogen cryosurgery and scalpel wounds in healing. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1990;69:269-273.
 24. Pogrel MA. The carbon dioxide laser in soft tissue preprosthetic surgery. *J Prosthet Dent* 1989;61:203-208.
 25. Fisher SE, Frame JW. The effects of the carbon dioxide surgical laser on oral tissues. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1984;22:414-425.

Received February 3, 2011

Accepted November 17, 2011

